

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität München
Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

**DREI-MEDIEN-ABRIEB von dentalen Füllungsmaterialien
in einer Zwei-Achsen-Zahnbürstmaschine**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität in München

vorgelegt von
Andreas Westermeier
aus
Freising

2001

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann
Mitberichterstatter: Prof. Dr. P. Rammelsberg
Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:
Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung: 31.07.2001

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung	4
2. Begriffe und Definitionen	6
2.1. Zahnmedizinische Verschleißbegriffe	6
2.2. Tribologische Grundlagen	7
2.2.1. Adhäsion	8
2.2.2. Abrasion	8
2.2.3. Oberflächenzerrüttung	9
2.2.4. Tribochemische Reaktion	9
2.3. Einteilung der Füllungsmaterialien	9
2.3.1. Glasionomerezemente	9
2.3.2. Kompomere	10
2.3.3. Komposite	11
3. Literaturübersicht	13
3.1. Zahnbürsten- und Zahnpastenabrieb an der natürlichen Zahnhartsubstanz	13
3.2. Zahnbürsten- und Zahnpastenabrieb an dentalen Füllungsmaterialien	15
4. Die Problematik der Abriebmessung mit dem Perthometer	19
5. Material und Methode	23
5.1. Prüfkörper	23
5.1.1. Verwendete Füllungsmaterialien	23
5.1.2. Prüfkörperherstellung	24
5.2. Versuchsaufbau	25
5.3. Versuchsdurchführung	27
5.4. Herstellung des Abrasivmediums	28
5.5. Quantitative Abriebsmessung	29
5.6. Morphologische Verschleißanalyse	30
6. Ergebnisse	31
6.1. Veränderung des Abrasivmediums durch die Versuche	31
6.2. Ergebnisse der morphologischen Verschleißanalyse	31
6.3. Quantitative Abriebsmessung	42
6.3.1. Kompomere	42
6.3.2. Komposite	43
6.3.3. Glasionomerezemente	46
6.3.4. Zusammenfassendes Ranking aller getesteten Materialien	48

6.3.5.	Abriebsverhalten der Materialien Fuji IX und Ketac Molar im zeitlichen Verlauf	48
7.	Diskussion	52
7.1.	Filz als Gegenkörper	52
7.2.	Das Abrasivmedium	53
7.3.	Oberflächenbetrachtungen unter dem Rasterelektronenmikroskop	53
7.4.	Quantitative Abriebsmessung	54
7.5.	Unterschiedliche Abriebfestigkeit der getesteten Füllungsmaterialien	55
7.6.	Abriebswerte im zeitlichen Verlauf	56
8.	Zusammenfassung und Schlußfolgerung	57
9.	Literaturverzeichnis	59
10.	Anhang	64
10.1.	Meßwerte der quantitativen Abriebsmessung	64
10.2.	Meßwerte der Untersuchungen des Abrasivmediums	68
10.3.	Material- und Gerätenachweis	74
10.4.	Betriebsanleitungen	76

1. Einleitung und Problemstellung

Die Beurteilung zahnärztlicher Füllungsmaterialien kann unter ganz verschiedenen Gesichtspunkten erfolgen. So stellen Randschluß und Biokompatibilität Grundvoraussetzungen für den Einsatz in-vivo dar. Aber gerade für den Langzeiterfolg dentaler Restaurationen ist das Verschleißverhalten des verwendeten Materials ein entscheidender Faktor.

Es ist unbestritten, daß die Eigenschaften eines Füllungsmaterials am besten in klinischen Untersuchungen beurteilt werden können, da mit Laboruntersuchungen die Situation in-vivo nur unzureichend nachgeahmt werden kann. Man muß aber bedenken, daß die Ergebnisse aufwendiger klinischer Studien oftmals erst nach Jahren vorliegen und außerdem patienten- und behandlerbedingte Unterschiede das Ergebnis stark beeinflussen und verfälschen können.

In-vitro durchgeführte Verschleißtests können nie alle Faktoren, wie mechanische Kaubelastung, Korrosion, Erosion und Folgen der Mundhygiene, auf einmal erfassen. Das Ziel muß es daher sein, Verschleißtests zu entwickeln, die einen oder mehrere Faktoren des Abriebs nachahmen können und somit aus der Summe der dadurch gewonnenen Erkenntnisse eine Vorhersage des Verhaltens der Anwendung in-vivo weitestgehend möglich ist.

Nur durch in-vitro Versuche ist es möglich, schon frühzeitig Unterschiede zwischen einzelnen Materialien festzustellen. Die dadurch gewonnenen Erkenntnisse können der Weiterentwicklung der Materialien rasch zur Verfügung stehen. Außerdem können dadurch eventuelle negative Auswirkungen für den Patienten verhindert werden. Trotzdem werden klinische Studien als letzte Prüfung immer noch nötig sein.

An der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität München stehen verschiedene in-vitro-Testverfahren zur Beurteilung der Abriebfestigkeit von Füllungsmaterialien zur Verfügung. Um den Verschleiß durch die Kaubelastung im okklusalen Kontaktpunktbereich zu untersuchen, wurde ein computergesteuerter Kaukraftsimulator entwickelt. Des weiteren steht eine Acta-Abrasionsmaschine zur Verfügung, die den Abrieb durch Nahrungsbestandteile im okklusalen Füllungsbereich simuliert.

Gerade bei zervikalen Füllungen tritt der Abrieb durch das Zähneputzen bei der Mundhygiene in den Vordergrund. Deshalb wurde von KUNZELMANN (1995) eine computergesteuerte Zwei-Achsen-Zahnbürstmaschine entwickelt. Dabei wird eine sogenannte Drei-Körper-Abrasion durchgeführt (siehe Erklärung unter 2.2.2.). Der zu bestimmende Abrieb wurde bisher mit einer gravimetrischen Meßmethode bestimmt. Dazu ist es nötig, die Prüfkörper einem exakten Trocknungsprozedere zu unterziehen. Um auch Materialien testen zu können, die auf Feuchtigkeitsverlust sehr empfindlich reagieren, wie z.B. Glasionomermaterialien, ist es notwendig, dafür ein anderes Meßverfahren zur Anwendung zu bringen.

Das Ziel dieser Untersuchung ist es, das Testverfahren in der Zahnbürstmaschine so zu modifizieren, daß der Abrieb über eine Höhendifferenzmessung im Perthometer möglich ist. In der vorliegenden Arbeit werden die Änderungen der Versuchsanordnung und die damit verbundenen Schwierigkeiten durch Verwendung dieser Meßmethode beschrieben. Außerdem wird eine vergleichende Studie von verschiedenen Füllungsmaterialien bei dieser Drei-Körper-Abrasion angestellt und die mögliche Auswirkung der Tests auf das Abrasivmedium untersucht.

2. Begriffe und Definitionen

2.1. Zahnmedizinische Verschleißbegriffe

Die Verschleißfestigkeit zahnärztlicher Füllungsmaterialien stellt ein Hauptkriterium für den klinischen Erfolg einer Restauration dar. Das Deutsche Institut für Normung e.V. definiert den Begriff „Verschleiß“ als einen „fortschreitenden Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers, hervorgerufen durch mechanische Ursachen, d.h. Kontakt und Relativbewegung eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers“ (DIN 50320). Das Verschleißphänomen an sich ist aber ein sehr komplexer Prozeß. Nach Form und Ursache kann man verschiedene Verschleißmechanismen unterscheiden, die einzeln oder in einer Kombination für den Gesamtverschleiß verantwortlich sind.

Abrasion: Abrieb durch Partikel aus Nahrung oder Umwelt

Demastikation: Abrieb durch Nahrung infolge Zerkleinerung abrasiver Nahrungsbestandteile

Attrition: Zahnhartsubstanzverlust durch den alleinigen direkten Kontakt der Antagonisten unter physiologischen Bedingungen (z.B.: Schlucken, Sprechen), als auch unter unphysiologischen Bedingungen (z.B.: Knirschen, Pressen)

Erosion: Substanzverlust durch Säureeinwirkung, wobei die Säuren keine Abbauprodukte von Bakterien darstellen (z.B.: Getränke mit niedrigem pH-Wert, Bulimie, Zitrusfrüchte)

Stauchungsfraktur: Der Substanzverlust ist auf eine Überlastung bei der Kaufunktion oder Parafunktionen zurückzuführen. Diese Defekte sind zervikal lokalisiert.

Korrosion: Substanzverlust durch chemische Veränderungen an der Oberfläche

Ermüdung: Diese Verschleißart betrifft die Füllungswerkstoffe; es kommt durch die mechanische Dauerbelastung zur Rißbildung und somit durch Abplatzungen zum Substanzverlust.

Hierbei kann noch unterschieden werden in „bulk fracture“ (= plötzlicher Verlust großer Füllungsanteile), „surface pitting“ (= Grübchenbildung an der Füllungsoberfläche), und „chipping“ (= Abplatzungen von Füllungsanteilen im Randbereich).

Für die Zahnmedizin scheint es des weiteren sinnvoll, eine Unterscheidung in Okklusions-Kontaktbereiche (**OCA = occlusal contact area**) und in kontaktfreie Okklusionsbereiche (**CFA = contact free area**), wie es von LUTZ et al (1984) gemacht wird, vorzunehmen.

2.2. Tribologische Grundlagen

Tribologie leitet sich vom griechischen Wort „tribos“ = reiben ab und bezeichnet die Wissenschaft und Lehre um das Gebiet „Reibung-Verschleiß-Schmierung“ (DIN 50320). Dieser Begriff wurde vom British Department of Education and Science geprägt. Bei den Verschleißerscheinungen handelt es sich nicht um eine stoffbezogene Werkstoffgröße, sondern um ein komplexes Zusammenwirken verschiedener Faktoren.

Ein tribologisches System kann man schematisch in einen Grundkörper, einen Gegenkörper, einen möglicherweise vorliegenden Zwischenstoff und das Umgebungsmedium unterteilen. Durch den Einfluß der Beanspruchungsparameter (Normalkraft, Tangentialkraft, Temperatur, Beanspruchungsdauer, Bewegungsform, zeitlicher Bewegungsablauf) auf dieses System kommt es zu „energetischen“ und „stofflichen“ Wechselwirkungen. Unter „energetischen“ Wechselwirkungen versteht man die Kombination von mechanischer Belastung und Reibungskräften, die zu den Verschleißmechanismen „Abrasion“ und „Oberflächenzerrüttung“ führen. Die „stofflichen“ Wechselwirkungen beziehen sich auf intermolekulare Veränderungen im System und führen zu den Verschleißmechanismen „Adhäsion“ und „Tribochemische Reaktion“. Die vier Hauptverschleißmechanismen sind in Tab. 2.1. schematisch dargestellt.

Verschleißmechanismus	Definition
Adhäsion	Ausbildung und Trennung von Grenzflächen-Haftverbindungen (z.B. „Kaltverschweißungen“, „Fressen“)
Abrasion	Materialabtrag durch ritzende Beanspruchung (Mikrozerspannungsprozeß)
Oberflächenzerrüttung	Ermüdung und Rißbildung in Oberflächenbereichen durch tribologische Wechselbeanspruchungen, die zu Materialtrennungen führen (z.B. „Grübchen“)
Tribochemische Reaktionen	Entstehung von Reaktionsprodukten durch die Wirkung von tribologischer Beanspruchung bei chemischen Reaktionen von Grundkörper, Gegenkörper und angrenzendem Medium

Tab. 2.1. Hauptverschleißmechanismen nach DIN 50 320

2.2.1. Adhäsion

Bei der Adhäsion kommt es unter den lokal wirkenden Normal- und Tangentialspannungen zu plastischen und elastischen Deformationen an den unter Kontakt stehenden Oberflächenrauigkeiten sowie zur Ausbildung von Grenzflächen-Haftverbindungen. Werden nun Grund- und Gegenkörper weiter gegeneinander verschoben, so kommt es entweder zur Zerstörung dieser Haftverbindungen an der Kontaktfläche oder es findet ein Materialtransfer vom kohäsiv schwächeren zum kohäsiv stärkeren Körper statt. Das entstandene Material wird in Form von Verschleißpartikeln abgetrennt.

2.2.2. Abrasion

Bei der Abrasion kommt es durch harte Bestandteile des tribologischen Systems zu einer Oberflächenschädigung des Grundkörpers und einem damit verbundenen Materialabtrag. Je nachdem, ob diese harten Bestandteile fest am Gegenkörper gebunden sind oder zwischen Grund- und Gegenkörper frei beweglich sind, kann dieser Verschleißprozess in Zweikörper- oder Dreikörperabrasion unterschieden werden (Abb. 2.2.).

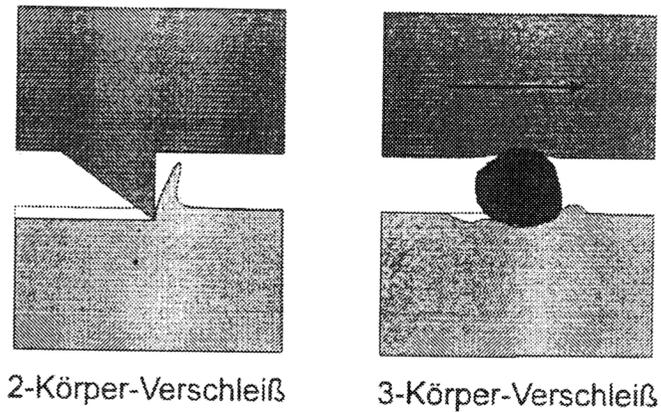


Abb. 2.2.: Zwei- und Drei-Körper-Verschleiß

2.2.3. Oberflächenzerrüttung

Bei der Oberflächenzerrüttung kommt es durch eine wiederholte Oberflächenbelastung zu einer Reißbildung, entweder senkrecht oder parallel zur Oberfläche. Durch das fortschreitende Reißwachstum und durch das Vereinigen von bereits vorhandenen Rissen entstehen dann Verschleißpartikel. Die Oberflächenzerrüttung kann als Abfolge von elastischer oder plastischer Verformung, Reißbildung und Reißwachstum angesehen werden.

2.2.4. Tribochemische Reaktion

Bei der tribochemischen Reaktion kommt es zu chemischen Reaktionen zwischen den einzelnen Partnern des Systems. Bei Metalloberflächen kann es beispielsweise zur Ausbildung einer Oxidschicht kommen; dieser Film beeinflusst natürlich die Haftverbindungen zwischen den Grenzflächen und somit das Verschleißverhalten. Mit tribochemischen Reaktionen ist beim Verschleiß von Amalgamfüllungen oder bei säureempfindlichen Oberflächen wie Glasionomorzementen und Zahnschmelz zu rechnen.

2.3. Einteilung der Füllungsmaterialien

2.3.1. Glasionomorzemente

Glasionomorzemente werden auch als Glas-Polyalkenoat-Zemente (GPA) bezeichnet. Dieser Begriff stellt die beiden Grundkomponenten sowie deren Härtingsreaktion dar. Die beiden Hauptbestandteile sind ein Calcium-Fluoro-Aluminium-Silikatglas (Base) und ein Polymer aus Polyacrylsäure, Itaconsäure und Weinsäure. Die Aushärtung erfolgt durch eine Säure-Base-Reaktion (Abb. 2.3.).

Der erhärtete Zement besteht aus einem ionischen Polymer („Ionomer“), d.h. einer makromolekularen Polymerstruktur mit festen kovalenten Bindungen und aus Polymermolekülen, die über Ionenverbindungen vernetzt sind. Dem Glas werden Strontium, Barium, Lanthanum, Silber, Zinkoxid oder Zirconiumoxid zugesetzt, um eine Röntgenopazität zu erreichen.

Die Abbindereaktion erfolgt in 3 Phasen: Säureangriff auf die Glaspartikel, Gelation und Aushärtung und schließlich Hydratation. Gegenüber diesen konventionellen Glasionomorzementen gibt es auch auf dieser Basis Modifikationen. Durch Sinterung ist es möglich, in die Glaspartikel Metall (überwiegend Silber) einzuschmelzen. Diese werden als Cermetzemente (Ceramik-Metall-Glasionomorzemente) bezeichnet. Außerdem gibt es lichterhärtende Varianten, die in der Flüssigkeit neben Säure zusätzliche Bestandteile, wie z.B. hydrophile Monomere, Bis-GMA und Photoakzeleratoren enthalten. Den Polyacrylsäuremolekülen werden zusätzlich

Methacrylatgruppen angehängt. Die Polymerisation der zugesetzten Monomere überlagert dabei die Polyacrylsäure-Glas-Reaktion.

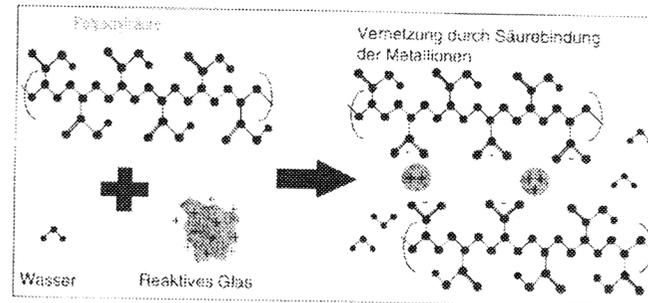


Abb. 2.3: Aushärtungsprozeß der Glasionomerelemente

2.3.2. Kompomere

Bei den Kompomeren handelt es sich um eine Materialklasse, deren Chemie eine Mischung der Komposit- und der Glasionomerelementchemie darstellt. Das Füllungsmaterial besteht aus einem anorganischen Teil in Form eines ätzbaren, röntgenopaken, fluoridhaltigen Glasfüllers und aus einer organischen Matrix. Diese Matrix ist wasserfrei und verfügt über carboxylgruppenhaltige, hydrophile Monomere. Der Glasfüller ist silanisiert.

Die primäre Aushärtung erfolgt im Sinne einer radikalischen Reaktion und wird bei den lichterhärtenden Materialien über Photoinitiatoren in Gang gebracht. Bei den chemisch härtenden Varianten wird die Reaktion über ein Redox-Initiator-System gestartet. Der Ionenaustausch zwischen den Carboxylgruppen der Matrix und dem Glasfüllstoff beginnt erst nach diffusionsbedingter Wasseraufnahme des primär radikalisch polymerisierten Materials. Dieser Prozeß kann sich über Wochen und Monate hinziehen (Abb. 2.4.).

Die Ionenaustauschreaktion ist trotz des silanisierten Füllers möglich, da die Silanisierung nie zu 100 % perfekt ist und somit gewisse Fülleroberflächen für die Säure-Basen-Reaktion zur Verfügung stehen. Die hauptsächliche Aushärtung wird aber von der radikalischen Reaktion übernommen. Neben dem ätzbaren Glas sind dem anorganischen Anteil oftmals noch weitere Füller wie z.B.: Ytterbiumfluorid / SiO₂ beigemischt. Die organische Matrix wird durch methacrylathaltige Monomere wie z.B.: TEGDMA / HEMA / Aminopenta modifiziert.

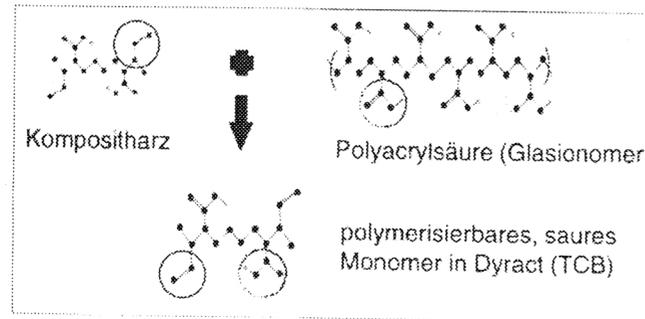


Abb. 2.4.: Aushärtungsprozeß der Komposiere

2.3.3. Komposite

Dentale Komposite bestehen aus einer organischen Matrix, anorganischen Füllkörpern und einer Verbundphase.

Die Komposit-Matrix beinhaltet hauptsächlich Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe und Pigmente. Bei den verwendeten Monomeren handelt es sich überwiegend um multifunktionelle Methacrylate mit der schematischen Grundformel MA-R-MA. Es handelt sich bei MA um multifunktionelle Methacrylsäureester-Reste, die eine relativ hohe Reaktivität, gute physikalische Eigenschaften und im Vergleich zu reinen Methacrylaten unbedenkliche toxikologische Wirkungen aufweisen. Das R in der Grundformel steht für das organische Zwischenglied und enthält aliphatische Ketten, Urethanpräpolymere, aromatische Ringe und Polyäther. Das Zwischenglied ist für die mechanischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Viskosität, die Polymerisationsschrumpfung und den Polymerisationsgrad verantwortlich.

Initiatoren zerfallen nach der Aktivierung in Radikale, welche mit den Monomer-Doppelbindungen reagieren. So werden die Monomere in die Lage versetzt, Polymerketten zu bilden. Die Reaktionsbereitschaft der Radikale bestimmt den Grad der Polymerisation und somit den Aushärtungsgrad des Komposits. Je nach Aktivierung der Initiatoren unterscheidet man lichthärtende und chemisch härtende Komposite, wobei die lichthärtende Variation den höheren Polymerisationsgrad aufweist. Stabilisatoren, meist sterische Phenole wie Hydrochinonmonomethylether, erhöhen die Lagerfähigkeit des Materials, indem die vorzeitige Polymerisation durch Binden der freien Radikale verhindert wird (Abb. 2.5.).

Die anorganischen Füllstoffe bestehen aus Quarz, Keramik oder Siliziumoxid und haben die Aufgabe, aufgrund der hohen Druck- und Zugfestigkeit, Elastizität und Verschleißfestigkeit im Gegensatz zur meist spröderen oder weicheren Matrix, die mechanischen und physikalischen Eigenschaften zu verbessern. Außerdem wird durch

deren Zusatz die Fähigkeit zur Wasseraufnahme, der thermische Expansionskoeffizient und die Polymerisations schrumpfung reduziert. Kompositmaterialien werden aufgrund der Art und Größe der Füllkörper in Makrofüller, Mikrofüller und Hybridkomposite klassifiziert.

Bei der Verbundphase handelt es sich um bipolare Moleküle (meist Silane), die einen Verbund zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllstoffen ermöglicht. Silane erzeugen eine Hydrophobierung der Füllstoffe und außerdem eine Polymerisation der Monomere mit dessen Methacrylsäurerest. Durch diese Verbundphase werden die mechanischen Eigenschaften wie Biegefestigkeit, Druckfestigkeit sowie Vickers-Härte verbessert.

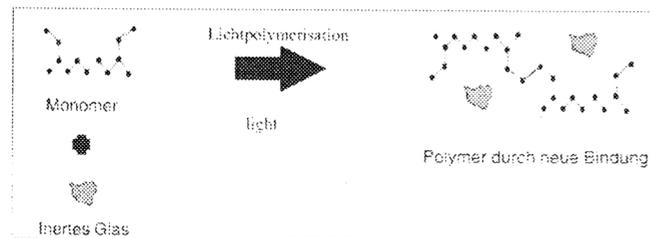


Abb. 2.5.: Aushärtungsmechanismus der Komposite

3. Literaturübersicht

Es wurden bereits sehr viele unterschiedliche Studien durchgeführt, die die abrasive Wirkung von Zahnbürsten und Zahnpasta auf die natürliche Zahnhartsubstanz bzw. auf verschiedene dentale Füllungsmaterialien untersuchten. Bereits MILLER (1907) konnte durch einfaches Bürsten per Hand einen Substanzabtrag an Zähnen qualitativ nachweisen.

Um die Versuchsmethode zu standardisieren und somit eine relativ hohe Reproduzierbarkeit zu erreichen, wurden von vielen Wissenschaftlern Zahnbürstmaschinen entwickelt (BJÖRN & LINDE 1966, STOOKEY & MUHLER 1968, ASHMORE et al 1972, DAVIS & WINTER 1976, REISSTEIN et al 1978, SLOP et al 1983, SVINNSETH et al 1987, KUNZELMANN 1995). Es war dadurch vielfach möglich, verschiedene Parameter wie Art und Konzentration des Abrasivmediums, Anordnung und Anlagedruck der Zahnbürsten sowie die Anzahl der Bürstzyklen zu verändern.

3.1. Zahnbürsten- und Zahnpastenabrieb an der natürlichen Zahnhartsubstanz

Zu Beginn soll die abrasive Wirkung des Zahnbürsten- und Zahnpastenabriebs auf die natürliche Zahnhartsubstanz betrachtet werden sowie deren unterschiedliche Auswirkung durch die Veränderung verschiedener Versuchsparameter.

Für die abrasive Wirkung scheint nur das Abrasivmedium Zahnpasta verantwortlich zu sein, die Zahnbürste fungiert hierbei als Träger. BJÖRN & LINDHE (1966) schrieben der Zahnbürste alleine nur eine sehr geringe abrasive Wirkung zu. HOTZ (1983) und DE-BOER et al (1985) beobachteten sogar überhaupt keinen Substanzverlust bei dem Abrasionsversuch von Dentinproben mit Zahnbürste und Wasser alleine. Folglich wurde bei den Abrasionsversuchen überwiegend Zahnpasta als Abrasivmedium verwendet. Die Zahnpasten zeigten große Unterschiede in ihrer abrasiven Wirkung (STOOKEY & MUHLER (1968), HOTZ (1983, 1985), MURRAY et al (1986), SVINNSETH et al (1987), BARBAKOW et al (1989). Laut Hotz (1983) sind die in den Zahnpasten enthaltenen Abrasivkörper für den oberflächlichen Abtrag an der Zahnhartsubstanz verantwortlich.

ASHMORE et al (1972) konnten an planen Dentinklötzen nachweisen, daß verschiedene Arten von Calciumcarbonat auch eine unterschiedliche Abrasionswirkung nach sich zogen. So stellten auch DAVIS & WINTER (1976) fest, daß feine Abrasivpartikel eine geringere abrasive Wirkung als grobe Partikel haben. In der Studie von DE-BOER et al (1985) konnte dieses Ergebnis bei der Verwendung unterschiedlicher Zahnpasten mit Abrasivpartikelgrößen zwischen 7-15µm bestätigt werden.

Es wurde weiterhin festgestellt, daß auch die Änderung der Konzentration der Abrasivsubstanz eine Änderung der abrasiven Wirkung nach sich zieht (HARTE &

MANLY 1975, 1976). So ergab sich bei der Verdünnung der Zahnpasta um 50 % eine Halbierung der Abrasion. Auch HOTZ (1983) stellte fest, daß eine Veränderung des Verdünnungsgrades von 1:2 (Paste : künstlicher Speichel) auf 1:4 zu einer 50 %igen Reduktion der Abrasivität führte. Zur Verdünnung wurden sowohl Speichel bzw. Carboxymethylcellulose (= künstlicher Speichel) als auch Glycerin und destilliertes Wasser verwendet. Im Vergleich zu Speichel bzw. Carboxymethylcellulose unterdrückte Glycerin die Abrasivität der Pasten um 88 %. Laut BJÖRN (1966) und ASHMORE et al (1972) hat es keinen Einfluß auf die relative Abrasivität, ob nun die Zahnpasta mit Speichel oder destilliertem Wasser verdünnt wird. Der künstliche Speichel ist aber dem destillierten Wasser vorzuziehen, weil dadurch eine bessere und konstantere Homogenität des Gemisches erreicht wird (HOTZ 1983). Außerdem kann dadurch die Sedimentation der Abrasivpartikel in den Suspensionsgefäßen reduziert werden (HEATH & WILSON 1976).

Der Einfluß unterschiedlicher Zahnbürsten läßt anhand der Literatur keine eindeutige Aussage zu. So verursachten laut HARTE & MANLY (1976) harte Zahnbürstborsten eine bis zu 3,6 mal höhere Dentinabnutzung als weiche. In einer Untersuchung von HOTZ (1983) wurden durch die Verwendung von drei unterschiedlichen Zahnbürstsorten sehr ähnliche Abrasionswerte erreicht.

Es wurde weiterhin festgestellt, daß die abrasive Wirkung bei 37°C um 28 % geringer war als bei Zimmertemperatur bei sonst gleichbleibender Versuchsanordnung. HARTE & MANLY (1976) versuchten dieses Phänomen mit der geringeren Steifigkeit der Borsten bei höheren Temperaturen zu erklären.

Als ein entscheidender Faktor auf die abrasive Wirkung stellte sich der Anpreßdruck der Zahnbürstborsten auf die Prüfkörperoberfläche heraus. So wurde eine erhöhte Dentin- und Schmelzabrasion bei Erhöhung des Anpreßdrucks beobachtet (STOOKEY & MUHLER 1968). HOTZ (1983) stellte durch die Verdoppelung des Auflagegewichts auf die Zahnbürste eine deutlich erhöhte Abrasionswirkung fest.

DAVIS & WINTER (1976) fanden heraus, daß es keinen direkten Zusammenhang zwischen dem Dentin- und Schmelzabtragsverhalten gibt. Es wurden verschiedene Abrasivsubstanzen verwendet und deren Wirkung auf Schmelz und Dentin untersucht.

SLOP et al (1983) untersuchten die Abhängigkeit der Schmelzabnutzung von der Anzahl der durchgeführten Bürstzyklen. Bei diesen quantitativen Messungen konnte kein linearer Zusammenhang festgestellt werden. Als Ursache für dieses Phänomen wird das Glätten der Schmelzoberfläche vor Versuchsbeginn verantwortlich gemacht.

JOHANNSEN et al (1993) konnten an Hand einer klinischen Untersuchung an Oberkieferfrontzähnen Übereinstimmungen mit Ergebnissen von in-vitro-Zahnbürst-Zahnpastenabtragsstudien feststellen. Es wurde mittels Laserreflexionstechnik der Reinigungseffekt unterschiedlicher Putzkörper untersucht. Dabei stellte sich heraus, daß Zahnpasten mit Natriumbikarbonat als Putzkörper weniger abrasiv und weniger effektiv waren als die mit Aluminiumsilikat, Kalziumkarbonat und Dikalziumphosphatdihydrat oder Silikondioxid und Dikalziumphosphatdihydrat.

Um die Zahnbürsten-/Zahnpastenabrasion in bezug auf die Zahnhartsubstanzen zu messen, kamen sehr unterschiedliche Methoden zur Anwendung. REISSTEIN et al (1978) untersuchten unter dem Rasterelektronenmikroskop die Abrasionsdefekte an der Schmelz-Zement-Grenze extrahierter Zähne, indem die entstandenen Furchen in einem begrenzten Areal gezählt wurden.

HOTZ (1983, 1985) bestimmte den Abrieb durch Wiegen. Der Substanzverlust wurde nach einer gründlichen Reinigung und anschließender Trocknung der Dentinproben in einem Wärmeschrank bei 37°C bestimmt. Das Laboratory Abrasion Committee of the American Dental Association rät von dieser Methode ab (HEFFERREN 1976). Das Problem bei diesem Verfahren ist, daß der Wasserverlust der Dentinproben nicht zu kontrollieren ist (BARBAKOW et al 1989). In einer Vergleichsstudie wurden erhebliche Differenzen zwischen den Ergebnissen von HOTZ (1985) und den mittels Radiotracer-Technik (GRABENSTETTER et al 1958, STOOKEY & MUHLER 1968, HARTE & MANLY 1975/1976, HEFFERREN 1976, SLOP et al 1983) bestimmten Ergebnissen festgestellt. GRABENSTETTER et al (1958) hatten diese Meßmethode entwickelt; dabei wurde die Menge des abradierten P32 aus den radioaktiv markierten Schmelz- und Dentinproben quantitativ bestimmt. DAVIS (1975) zeigte, daß durch die radioaktive Markierung die Abrasionsresistenz bei den Zahnbürstabrasionstests verringert wurde. Aus diesem Grund scheint es äußerst problematisch, diese Ergebnisse für eine Simulation der Verhältnisse in vivo heranzuziehen. In einer darauffolgenden Studie verwendete DAVIS (1976) ein Perthometer, um den Substanzverlust an Dentin und Schmelz zu bestimmen. Diese Methode wurde auch von BJÖRN & LINDHE (1966), ASHMORE et al (1972), DE-BOER et al (1985) und SVINNSETH et al (1987) angewandt. Dabei wird das Oberflächenrelief der Prüfkörper mit einem Diamantstylus abgetastet und aufgezeichnet. Der Substanzverlust kann dabei entweder durch eine Messung vor und eine Messung nach dem Versuch oder durch die Relation zu einem außerhalb der Bürstspur befindlichen Referenzpunkt bestimmt werden.

3.2. Zahnbürsten- und Zahnpastenabrieb an dentalen Füllungsmaterialien

Wie bei den Dentin- und Schmelzabrasionsstudien wurden auch bei der Auswertung der Zahnbürsten-/Zahnpastenabrasion verschiedene Meßmethoden herangezogen. Einerseits wurde die Oberflächenrauigkeit mit Hilfe des Licht- (FRANZ 1974, ALBERS 1977) und des Rasterelektronenmikroskops (MEINERS 1974, SOLTESZ et al 1980, LAMBRECHTS & VAN HERLE 1982, DE GEE et al 1985, DJKEN et al 1983, 1987) bestimmt und andererseits der Substanzverlust der Prüfkörper gemessen.

Die quantitative Bestimmung der abradierten Masse wurde mit der Bestimmung des durch den Bürstvorgang entstandenen Gewichtsverlustes (SOLTESZ et al 1980, BROWN 1981, ANKER 1982, HARRINGTON et al 1982) und durch eine profilometrische Auswertung (HEATH & WILSON 1976, HARRINGTON et al 1982, LAMBRECHTS & VAN HERLE 1982, EHRNFORD 1983, DE GEE et al 1985) vorgenommen.

Wie bereits die Dentin- und Schmelzabrasionsstudien (BJÖRN & LINDHE 1966, HOTZ 1983) zeigten, verursachte die Probenbearbeitung der Füllungsmaterialien mit Zahnbürste und Wasser alleine praktisch keinen meßbaren Abrieb. Es wurden nur vereinzelte Kratzspuren unter dem Rasterelektronenmikroskop beobachtet (DIJKEN et al 1983). Laut FRANZ (1974) kam es an der Oberfläche durch die Zahnpasten zu einer Schleifwirkung mit unterschiedlicher Abrieftiefe.

Hierbei kam es immer zu einer Steigerung der Oberflächenrauigkeit und einem damit verbundenen Verlust des Oberflächenglanzes der Prüfkörper aus Verblendkunststoff bzw. aus Kompositmaterialien. Ähnliches beobachtete ALBERS (1977), indem er die Rillen- und Wellentiefe der Kompositoberfläche als Meßparameter heranzog. Als Ergebnis gab er bekannt, daß die Zusammensetzung der Zahnpasta den Abrasionsverlust beeinflusst.

SCHMITZ et al (1973) untersuchten den Einfluß verschiedener Versuchsp Parameter auf den Abrieb. Er stellte fest, daß die Borstenart (Natur- oder Kunststoffborsten) bei Verwendung gleicher Zahnpasten keinen Einfluß auf das Abribergebnis hat. Jedoch ist eine Abhängigkeit von Borstenanzahl und Bürstzeit nachgewiesen worden. Eine Erhöhung des Anpreßdrucks der Borsten auf die Prüfkörperoberfläche führte zu einer erhöhten Abrasion. Diese Tatsache konnte durch HEATH & WILSON (1976) untermauert werden, indem das Auflagegewicht in mehreren Schritten von 2N auf 8N erhöht wurde. Dadurch erhöhte sich der Materialverlust. Bei der Überschreitung des Auflagegewichts von 7N kam es aber wieder zu einer Verminderung der Verschleißrate. Dabei wurde beobachtet, daß sich die Borsten der Zahnbürste auseinanderspreizten und somit weniger Abrasivmedium bei der Bürstbewegung über die Prüfkörperoberfläche transportiert wurde. Folglich kam es zu einem verminderten Abrieb.

An dem gesamten Materialverlust von dentalen Füllungsmaterialien nimmt die Abrasion durch Zahnbürste und Zahnpasta nur eine untergeordnete Rolle ein. Der Einfluß der Bürstabrasion führt zu einer Rauigkeit der Füllungs Oberfläche, die großen Einfluß auf die Plaqueanlagerung und Verfärbungen hat (LEINFELDER et al 1980, EHRNFORD 1983). ANKER (1982) stellte bei seinen morphologischen Oberflächenuntersuchungen, die er unter dem Rasterelektronenmikroskop durchführte, fest, daß ein direkter Zusammenhang zwischen der Oberflächenstruktur und der Füllkörpergröße der Kompositmaterialien besteht. Dabei stellte sich heraus, daß die konventionellen Komposits mit einer Füllkörpergröße von 2 - 5µm und die Hybridkomposits nach längerer Zahnbürsten/ Zahnpastenabrasion eine gleich raue Oberfläche aufwiesen. Die mikrogefüllten Komposite zeigten hingegen eine relativ glatte und glänzende Oberfläche (LAMBRECHTS & VAN HERLE 1982, EHRNFORD 1983). DIJKEN et al (1983) zeigten, daß die mikrogefüllten Komposite ihre durch das vorherige Polieren glatte Oberfläche nach dem Abrasionsversuch beibehielten. In einer darauffolgenden Studie bestätigten DIJKEN & RUYTER (1987) die Ergebnisse von ANKER. Bei der profilometrischen und rasterelektronischen Auswertung kam es besonders bei den makrogefüllten Kompositen zu einer deutlichen Zunahme der Oberflächenrauigkeit. Bei den konventionellen Komposits und den Hybridkomposits zeigte sich eine

Oberflächenstruktur, bei der die Füllpartikel aus der abradierten Matrix herausragen. Die unterschiedliche Härte der Matrix und der Füllkörper wird für dieses Oberflächenrelief verantwortlich gemacht (MEINERS et al 1974, ANKER 1982, DIJKEN et al 1983, KREJCI et al 1990). Die weichere Matrix abradiert stärker als die darin eingebetteten härteren anorganischen Füller, die dadurch nach dem Abrasionsversuch aus der Prüfkörperoberfläche herausragen.

HARRINGTON et al (1982) stellten fest, daß es auch bei den Silikat- und Glasionomerzementen durch die Bürstabrasion zu einer erheblichen Steigerung der Oberflächenrauigkeit kam. Ein entgegengesetztes Verhalten wurde bei der Amalgamoberfläche beobachtet. Hier kam es zu einer Abnahme der Oberflächenrauigkeit. Auch bei der Untersuchung von HEATH & WILSON (1976) zeigten die Amalgamproben eine verbesserte Oberflächenglätte. Die Prüfkörper wurden zuvor mit einem Sandpapier mit der Korngröße 600 Grit behandelt und anschließend mit einer Calciumcarbonat-haltigen Zahnpasta abradiert.

Auch die Herstellung der Prüfkörper hat einen Einfluß auf die Abrasionsresistenz der dentalen Füllungsmaterialien. Eine sehr glatte Oberfläche kann erreicht werden, wenn die Polymerisation der Composite gegen ein Matrizenband (HARRINGTON et al 1982) oder gegen eine Glasplatte (DE GEE et al 1985) erfolgt. Es entstand dadurch eine matrixreiche und füllkörperarme obere Schicht, die durch die weichere Matrix auch deutlich schneller abradierte als der Rest des Prüfkörpers. Deshalb empfahlen DE GEE et al (1985) diese ungefähr 200µm starke oberflächliche Schicht vor dem Abrasionsversuch zu entfernen. Weiterhin stellten sie fest, daß die Abrasionsresistenz der organischen Matrix bei konventionellen und mikrogefüllten Kompositen durch eine vorherige Hitzebehandlung verbessert werden konnte. Eine Stunde Wärmebehandlung bei 125°C zeigte dabei die besten Ergebnisse.

HEATH & WILSON (1976) gingen von der Vorstellung aus, daß das ideale Füllungsmaterial eine möglichst ähnliche Abrasionresistenz wie der Zahnschmelz haben sollte. Deshalb verglichen sie in ihrer Studie die Füllungsmaterialien mit dem Zahnschmelz. Gold zeigte sich als einziges Material widerstandsfähiger als die Zahnhartsubstanz. Bei Amalgam war die Abrasionsrate um 50 % erhöht. Die konventionellen Kompositmaterialien und ein getesteter Silikat-zement zeigten eine 2-4 mal stärkere Abrasion als der Zahnschmelz.

Von DE GEE et al (1985) wurde bei den mikrogefüllten Kompositmaterialien eine 5- 10 mal größere Abnutzung als bei den konventionellen Kompositen beobachtet. Diese Ergebnisse konnten von SOLTESZ et al (1980), ANKER (1982), HARRINGTON et al (1982) und EHRNFORD (1983) in ihren Studien, die unter ähnlichen Bedingungen durchgeführt wurden, bestätigt werden.

Bei in-vivo-Untersuchungen konnte festgestellt werden, daß Amalgam eine größere Abrasionsresistenz aufweist als Kompositfüllungsmaterialien (POWELL et al 1975, LUTZ et al 1985, ROULET 1987). Bei den Vergleichsstudien von HOTZ (1975), ALBERS (1977), SOLTESZ et al (1980) und HARRINGTON et al (1982) war es aber

genau anders herum, nämlich daß die getesteten Composite abrasionsresistenter waren als Amalgam. Wenn die in-vitro-Studien mit der klinischen Situation verglichen werden, dann wurde bei den Versuchen von HEATH & WILSON (1976), BROWN (1981) und DE GEE et al (1985) eine gute Korrelation erreicht.

BROWN (1981) ermittelte bei seiner Untersuchung die Abrasion, indem er die Prüfkörper wog und den Gewichtsverlust auf Volumenprozentverluste umrechnete. Die Proben wurden mit 10.000 Bürstzyklen bearbeitet und die Zahnpasta Sensodyne als Abrasivmedium verwendet.

DE GEE et al (1985) bestimmten den Materialverlust mit Hilfe der Profilometrie. Sie beobachteten dabei, daß die konventionellen Composite nach der ersten Bürststunde stärker abradert wurden als in den darauffolgenden stündlichen Bürstzyklen. Bereits HARRINGTON et al (1982) stellten diese Tatsache fest. Nach den zweiten 20.000 Bürstzyklen war die Abrasion um ca.30 % im Verhältnis zu den ersten 20.000 Bürstzyklen reduziert. Als Ursache für dieses Phänomen wurde angegeben, daß der durch den Bürstvorgang verursachte Abrieb des organischen Matrixmaterials zwischen den härteren Füllern zu Beginn schneller voranschreitet und sich, je weiter die Füllpartikel aus der Matrix herausragen, verringert. Die herausragenden anorganischen Füller behindern dabei die weitere Abrasion und die weitergehende Gesamtabrasion wird dadurch verlangsamt (MEINERS et al 1974, SOLTESZ et al 1980, HARRINGTON et al 1982, LAMBRECHTS & VAN HERLE 1982, DE GEE et al 1985). Die folgende Abrasion kann aber dadurch nicht völlig unterbunden werden, so daß die Makrofüllkörper schließlich den Halt in der Matrix verlieren und durch den Abrasionsvorgang aus der Matrix herausgerissen werden (MEINERS et al 1974).

Bei den mikrogefüllten Kompositen ist der Abrasionsverlauf den konventionellen Kompositen sehr ähnlich. Nach Ansicht von DE GEE et al (1985) ist aber die Differenz zwischen der Abrasionsresistenz von Matrix und Füllkörpern nicht so groß, um bei der profilometrischen Messung bemerkbar zu sein. So bestand bei den mikrogefüllten Kompositen ein fast linearer Zusammenhang zwischen der Anzahl der Bürstzyklen und dem dadurch entstandenen Substanzverlust.

Bei den Prüfkörpern aus Amalgam konnte ein kontinuierlicher Abrasionsverlauf festgestellt werden (SOLTESZ et al 1980, DE GEE et al 1985).

Ein großes Problem bei der Beurteilung dieser in-vitro-Studien besteht darin, daß die Versuchsbedingungen nicht vergleichbar sind. Sowohl der Versuchsaufbau bzw. die Versuchsanordnung als auch die einzelnen Versuchsparameter differieren dabei sehr stark. Trotzdem bieten die bisher durchgeführten Studien eine gute Grundlage, um eine vergleichende Studie von Füllungsmaterialien anstellen zu können.

4. Die Problematik der Abriebmessung im Perthometer

Die Materialproben wurden bisher im Drei-Körper-Abrieb mit dem Gegenkörper Zahnbürste getestet und danach der Materialverlust gravimetrisch mit einer Halb-Mikrowaage bestimmt. Zur Bestimmung des Gewichtsverlustes war es nötig, die Proben einer genau einzuhaltenden Trocknungsprozedur zu unterziehen. Dies machte es bislang unmöglich, gegen Austrocknung empfindliche Materialien, wie z.B. Glasionomere, zu testen.

Der entstandene Abrieb konnte aber mit der bestehenden Versuchsanordnung nicht profilometrisch, d.h. mittels Höhendifferenzmessung vor und nach dem Bürstversuch, bestimmt werden. Um dennoch diese Messungen vornehmen zu können, mußte der Versuchsaufbau an einigen Stellen geändert werden. Nachfolgend werden die dabei entstandenen Probleme geschildert und mögliche Lösungswege aufgezeigt.

Die vorhandenen Proben konnten im Perthometer nicht vermessen werden, weil die Höhendifferenz zwischen dem Metallträger und der Prüfkörperoberfläche zu groß war und somit nicht erfaßt werden konnte. Da die Einstellungen am Perthometer nicht soweit verändert werden können, ist es nur möglich, entweder eine andere Probenform zu entwerfen oder einen Teil der Prüfkörperoberfläche abzudecken, so daß nur ein Teil abradert und dann nur der Unterschied zwischen abradierter und nicht abradierter Oberfläche gemessen wird.

Es wurde zuerst versucht eine Abdeckung zu finden, die diesen Anforderungen gerecht wird. Durch das plane Bürstenfeld der Bürste haben die Borsten nämlich keinen Kontakt mehr zur Prüfkörperoberfläche, da die Außenborsten auf der Abdeckung aufliegen. Bei sehr dünnen Abdeckungsmaterialien wurde festgestellt, daß die Stabilität und Reißfestigkeit die limitierenden Faktoren darstellten. Als weiteres Problem stellte sich raus, daß diese Abdeckung wieder exakt reponiert werden muß, damit die Verschleißfestigkeit in mehreren Schritten gemessen werden kann. Es ist nämlich für die Reproduzierbarkeit der vorhergegangenen Versuchsbedingungen wichtig, daß die Lage der Abdeckung im Verhältnis zum Prüfkörper immer gleich bleibt. Beide müssen aber beim Vermessen im Perthometer voneinander getrennt werden. Alle möglichen Versuche, die Position entweder über die Schrauben des Probenhalters oder die Abdeckung direkt auf das Probenhalteroberteil zu befestigen, stellten sich als nicht praktikabel und zu ungenau heraus.

Bei weiteren Vorversuchen wurde auf eine Abdeckung verzichtet und ein schmalerer Bürstenkopf verwendet (Variationen der Bürstköpfe siehe Abb. 4.1.). Bei der darauffolgenden Auswertung mußte man aber feststellen, daß die genaue Grenze zwischen nicht-abradierter und abradierter Oberfläche kaum zu erkennen war. Da der Abrieb sehr gering ist, würde alleine durch die nicht exakte mögliche Auswertung eine erhebliche Streuung der Ergebnisse entstehen.

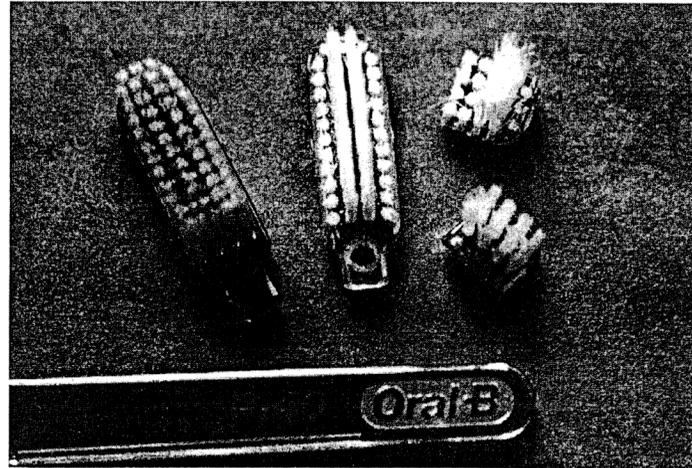


Abb. 4.1.: Bürstmodifikationen in der Vorversuchsphase

Bei nachfolgenden Versuchen wurde deshalb die Materialprobe nachträglich verändert, indem eine Tiefenrinne quer zur Bürstrichtung eingefräst wurde. Hierbei wurden verschiedene Möglichkeiten auf ihre praktische Umsetzung hin getestet (siehe Abb. 4.2.). Mit Hilfe eines mit Tinte eingefärbten Glyceringels wurde nachgewiesen, daß in dieser Rinne keine Abrasion stattfindet. Als Ergebnis dieser Voruntersuchungen wurde die Negativform zur Probenherstellung so modifiziert, daß ein Prüfkörper entstand, der mehrere Ebenen aufwies.

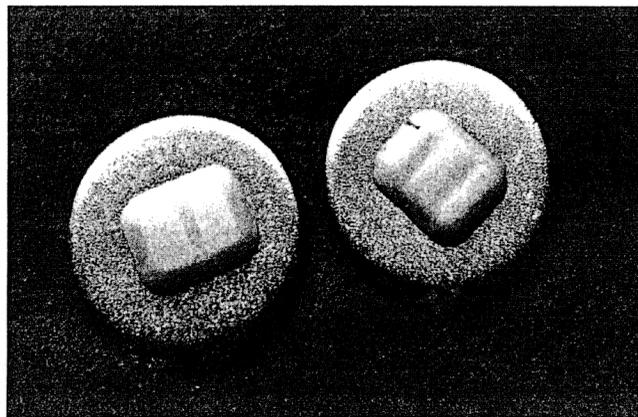


Abb. 4.2.: Modifizierte Prüfkörper in der Vorversuchsphase

Das zu testende Material wird in zwei Stufen aufgebracht, es wird nur die mittlere Erhebung abradier. Die Ebenen rechts und links davon, die auf niedrigerem Niveau liegen, dienen als Referenzebenen und werden daher nicht abradier (siehe Abb. 4.3.). Die Unversehrtheit dieser Flächen ist von großer Bedeutung für die anschließende Messung im Perthometer. Deshalb wird zur zusätzlichen Sicherheit ein zugeschnittener Frascacostreifen darübergelegt und dieser am Metallträger befestigt.



Abb. 4.3.: Schematischer Querschnitt des Prüfkörpers

Ein weiteres Problem bestand darin, daß der gemessene Abrieb der Bürstabrasion sehr gering war. Trotz genau eingehaltenem Versuchsablauf war eine sehr große Streuung einzelner Versuchsergebnisse zu beobachten. Die Erhöhung der Zyklenzahl alleine brachte keinerlei Verbesserung. Zudem steigt hierbei die Gefahr der Sedimentation in der Abrasionslösung.

Als Träger für das Abrasivmedium werden deshalb keine Bürsten verwendet. Es wird vielmehr ein Filzstoff mit Hilfe eines Kompositmaterials auf die Zahnbürste geklebt (siehe Abb. 4.4.). Alternativ wäre auch ein Metallstempel, auf dem ein Filz aufgeklebt wird, denkbar. Laut BJÖRN & LINDHE (1966) wird der Zahnbürste allein nur eine sehr geringe Abrasionswirkung zugesprochen. Aus diesem Gesichtspunkt heraus hat die Bürste nur die Funktion als Träger für den Abrasivstoff. Aus den dafür in Frage kommenden Trägermaterialien wurde dann das ausgewählt, das sich während der gesamten Versuchsdauer nicht verändert.



Abb. 4.4.: Aufgeklebter Filz als Träger des Abrasivstoffs

Durch die Verwendung des Filzes als Träger kann die Streuung der Ergebnisse reduziert werden. Durch die gleichmäßigere Verteilung des Abrasivstoffes werden gleichzeitig ca. 20 -fach höhere Abrasionswerte erreicht. Dadurch kann die Zyklenzahl gering gehalten werden und durch die kurze Versuchszeit die Gefahr der Sedimentation fast ausgeschlossen werden.

5. Material und Methode

5.1. Prüfkörper

5.1.1. Verwendete Füllungsmaterialien

Von den in den Tabellen 5.1.- 5.3. aufgeführten Füllungsmaterialien wurden jeweils 12 Prüfkörper hergestellt.

Füllungsmaterial	Batchnummer	Hersteller	Besonderheit
Ketac Molar	656310001	Fa.ESPE	
	009/	D-82229 Seefeld	
Ketac Silber	041/05	Fa.ESPE	Cermet-Zement
		D-82229 Seefeld	
Hi-Fi	059524-4	Fa.SHOFU	
	109509-5	D-40878 Ratingen	
Hi-Dense	0892035/	Fa.SHOFU	Cermet-Zement
		D-40878 Ratingen	
Fuji IX	131041	GC Corporation	
		Tokyo, Japan	

Tab. 5.1.: Glasionomerzemente

Füllungsmaterial	Batchnummer	Hersteller	Füllstoff	Füllergehalt
Compoglass	701298	Fa.Vivadent	Ba-Fluorosilikatglas	55,9 Vol.%
		Schaan/ Liechtenstein		79 Gew.%
Dyract	950763	Fa.Dentsply		
	9607291	D-78467 Konstanz		

Tab. 5.2.: Kompomere

Füllungsmaterial	Batchnummer	Hersteller	Füllstoff	Füllergehalt
Tetric	722978	Fa.Vivadent	Bariumglasfüller	62 Vol.%
	825971	Schaan/ Liechtenstein		82 Gew.%
Heliomolar	701820	Fa.Vivadent	Siliciumdioxid	46 Vol.%
radiopaque	703858	Schaan/ Liechtenstein	Ytterbiumtrifluorid	66,7 Gew.%
Charisma	051/	Fa.Heraeus Kulzer	Bariumaluminium-	60 Vol.%
	022/	D-61273 Wehrheim	Borsilikat-Glas	

Tab. 5.3.: Komposite

5.1.2. Prüfkörperherstellung

Zur Herstellung der Prüfkörper wurde eine Negativform aus V2A-Edelstahl verwendet. Die Vertiefung wurde in zwei Ebenen konisch eingefräßt. Durch die konische Formgebung können die Prüfkörper leichter entnommen werden. Für die Versuche waren zwei Ebenen notwendig, um gegen die Abriebfläche noch eine Referenzfläche zu schaffen, die unverändert bleibt (siehe Abb. 5.4).

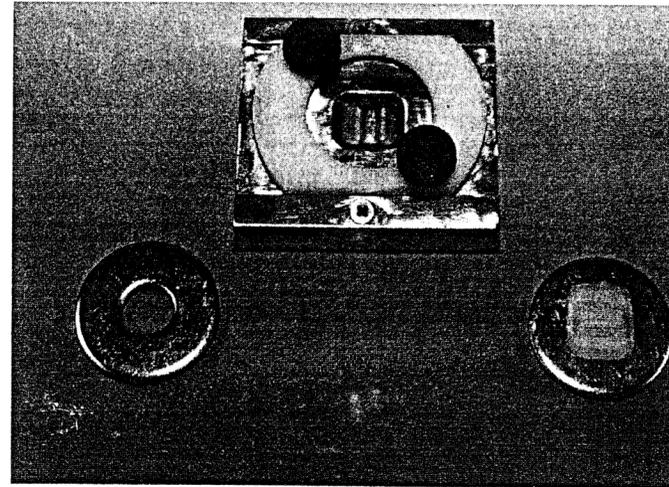


Abb. 5.4.: Metallträger (links), Negativform zur Prüfkörperherstellung (Mitte), fertiger Prüfkörper (rechts)

Die lichthärtenden Füllungsmaterialien (Komposite/Kompomere) wurden in zwei Schichten in die Negativform eingebracht und mit der Polymerisationslampe (Translux CL, Fa. Heraeus Kulzer, Wehrheim) zuerst 2*20 sec und dann 3*20 sec gehärtet. Danach wurde der Probenträger (Unterlegscheiben 9021 V2A, Außendurchmesser 30 mm und Innendurchmesser 10,5 mm) zweizeitig mit lichthärtendem Komposit und jeweils 20 sec Lichthärtung mit dem Prüfkörper verbunden. Um ein Lösen des Prüfkörpers von dem Probenträger zu verhindern, wurde ein Bonding in den Spalt dazwischen eingebracht. Zur Endhärtung wurden die Proben für 360 sec im Dentacolor-XS-Lichtgerät (Fa.Heraeus Kulzer, Wehrheim) nochmals ausgehärtet.

Die chemisch härtenden Glasionomerzemente wurden gemäß der jeweiligen Gebrauchsanweisung angemischt und in die Negativform eingebracht. Nach Fertigstellung wurde eine Oberflächenversiegelung mit Ketac-Glaze aufgetragen und die Proben danach in destilliertem Wasser gelagert.

Die Proben aller Materialien wurden danach für 24 Stunden in destilliertes Wasser gelegt. Am darauffolgenden Tag wurde die Oberfläche, die der Abrasion ausgesetzt werden soll, in der Schleifmaschine (Surfex 68201, Fa.Wirtz, Düsseldorf) unter fließenden Wasser mit den Schleifpapierscheiben (Fa.Leco, St.Joseph, USA) der Körnung 400 und 600 Grit plan geschliffen (siehe Abb. 5.5.).

Auf der Referenzebene wurde jeweils ca. 1mm vom Rand weg in der linken oberen Ecke mit einem Rosenbohrer eine kleine Bohrung angebracht. Dieser Bezugspunkt war wichtig als Ausgangspunkt für die Messung im Perthometer.

Nach gründlicher Reinigung unter fließenden Wasser wurden die Proben bis zum Versuchsbeginn nochmals für 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert.

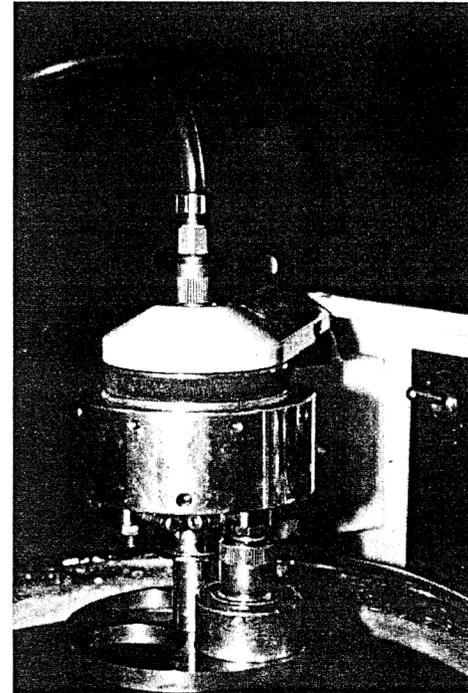


Abb. 5.5.: Schleifmaschine zum Planschleifen der Probenoberflächen

5.2. Versuchsaufbau

Die Materialproben wurden in der von KUNZELMANN entwickelten Zahnbürstmaschine einem Drei-Körper-Abriebversuch ausgesetzt. Bei dieser Maschine handelt es sich um eine computergesteuerte Zwei-Achsen-Zahnbürstmaschine, bei der eine dafür entwickelte Software über eine Schrittmotor-Steuerung (CNC-Kontroller C 1421, Fa. Isel, Eiterfeld) einen Doppelspur-Kreuztisch mit Schrittmotorantrieb betreibt. Die Steuereinheit besteht aus einem 486/66 MHz Personalcomputer, einem dazugehörigen Monitor und einer Schrittmotor-Steuerung (siehe Abb. 5.6.).

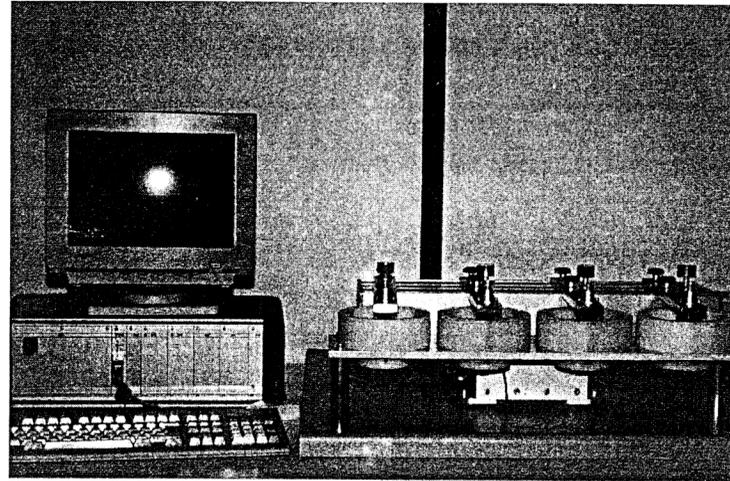


Abb. 5.6.: Versuchsaufbau mit Schrittmotorsteuerung (links) und Zahnbürstmaschine (rechts)

Mit der speziellen Software ist es möglich, verschiedene zweidimensionale Bürstbewegungen auszuführen.

Bei den Abriebversuchen kam aber nur eine lineare Bewegung zur Anwendung, um die Materialien unter einmal gewählten Standardbedingungen zu testen. Durch das Computerprogramm ist es aber möglich, die Zyklenanzahl, Länge und Frequenz der Bewegung sowie den Zeitpunkt der Referenzfahrt individuell zu bestimmen.

Auf einer plan gefrästen Aufspannfläche des Tisches wurden über T-Nuten-Einzüge mit Flügelmuttern vier mit einem Schaniergelenk versehene V2A-Edelstahlverbindungsseisen befestigt. An diesen ist jeweils über zwei kugelgelagerte Führungsstäbe eine Bürstenhalterung befestigt, die zwar in vertikaler Richtung beweglich ist, aber gegen horizontale und rotierende Bewegungen gesichert ist. Auf einen Führungsstab wird ein rundes Messinggewicht gesteckt, das eine bestimmte Auflagekraft der Bürste auf der Prüfkörperoberfläche erzeugt.

Mit zwei Imbusschrauben wird der Zahnbürstkopf (Oral B P40 mittelhart) an der Halterung befestigt. Auf die Borstenoberfläche wurde dann der Filz (Classic Technik Nr. 6149372), der das Abrasivmedium gleichmäßig über den Prüfkörper bewegen sollte, mit Komposit festgeklebt (siehe Abb. 5.7.).

Die auf den Unterlegscheiben befestigten Prüfkörper wurden mit einer Kunststoffhülse und drei Schrauben auf einem Probensockel fixiert, wobei die Prüfkörper über den Hülsenrand hinausreichten. Diese Probenhalterung wurde in ein rundes Kunststoffgefäß gesteckt und durch eine Imbusschraube gegen Rotation gesichert. Diese Gefäße dienten zur Aufnahme des Abrasivmediums.

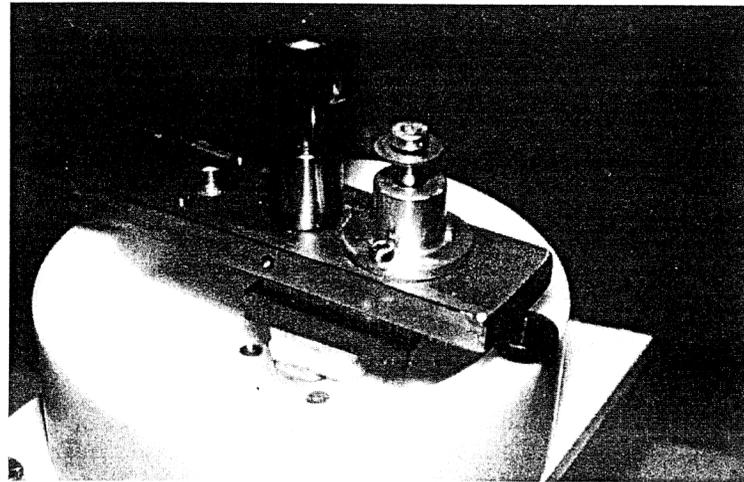


Abb. 5.7.: Suspensionsgefäß mit montiertem Prüfkörper und filzbezogener Zahnbürste

Vier dieser Suspensionsgefäße wurden auf einer Aluminiumplatte befestigt, so daß insgesamt vier Prüfkörper gleichzeitig bei einem Versuchsdurchlauf bearbeitet werden konnten.

Die Positionierung der filzbezogenen Zahnbürsten wurde zuerst durch die Justierung der Verbindungseisen auf der Prüfkörperoberfläche vorgenommen und dann exakt mit der Schrittmotorsteuerung eingestellt.

An den Schrittmotoren sind vier Kippschalter angebracht, mit deren Hilfe sogenannte Referenzfahrten auch während eines Versuches möglich sind. Dadurch konnte die Bürstenposition überprüft werden und eventuell auftretende Schrittverluste der Motoren korrigiert werden.

5.3. Versuchsdurchführung

Von den unter 5.1.1. aufgeführten Füllungsmaterialien wurden jeweils, wie unter 5.1.2. beschrieben, 12 Prüfkörper hergestellt. Diese wurden vor dem Abriebtest 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert. Die Auflagekraft der filzbezogenen Zahnbürsten auf die Prüfkörperoberfläche wurde bei allen Versuchen auf 2N eingestellt.

Zuerst wurden die Proben 1000 „Bürstzyklen“ unterzogen und dann aus der Zahnbürstmaschine entnommen und zum ersten Mal im Perthometer vermessen. Dies war notwendig, um das unterschiedliche „running in“ auszugleichen; das bedeutet, daß gerade in der initialen Abriebphase Grundkörper und Gegenkörper auch durch die genaue Einstellung nie exakt aufeinander abgestimmt sind. Deshalb war es sinnvoll, vor der ersten Ausgangsmessung diese 1000 Zyklen als Ausgleich

war es sinnvoll, vor der ersten Ausgangsmessung diese 1000 Zyklen als Ausgleich voranzustellen. Erst danach erfolgte der eigentliche Abriebversuch, der mit 7500 Zyklen durchgeführt wurde.

Bei den Materialien Ketac Molar und Fuji IX wurden darüberhinaus nochmals 3*10.000 Zyklen absolviert. Das Abrasivmedium und die filzbezogenen Bürstköpfe wurden bei jeder Versuchsreihe erneuert; d.h. nach 7500 Zyklen bzw. nach jeweils 10.000 weiteren Zyklen.

5.4. Herstellung des Abrasivmediums

Das Abrasivmedium war eine Standard-Slurry, welche sich gemäß den Angaben von P&G Health and Beauty Care, Europe TC Mainz zusammensetzte. Zuerst wurde eine Tragant-Lösung hergestellt.

Zusammensetzung:

- 246,88g Glycerin
- 246,88g deionisiertes Wasser
- 6,24g Tragant

Zur Herstellung wurde Glycerin im Becherglas vorgelegt und Tragant unter stetigem Rühren dazugegeben; beide Stoffe wurden so lange gemischt, bis eine Homogenität erreicht war. Danach wurde deionisiertes Wasser hinzugegeben und so lange verrührt, bis alle Stoffe homogen vermischt waren. Das Homogenisieren wurde mit einem Philips-Handmixer HR 1381 durchgeführt.

Es erwies sich als sinnvoll, diese Lösung einen halben Tag vor der Herstellung der Standard-Abrasivslurry-Lösung herzustellen, da es in dieser Zeit noch zu einer Quellung kam.

Jetzt erst wurde die Standard-Abrasivslurry-Lösung hergestellt.

Zusammensetzung:

- 33,4g Calciumhydrogenphosphat
- 11,2g deionisiertes Wasser
- 11,2g Glycerin
- 44,2g Tragant-Lösung

Deionisiertes Wasser, Glycerin und die Tragant-Lösung wurden im Becherglas vorgelegt. Unter stetigem Rühren wurde portionsweise Calciumhydrogenphosphat der Firma Merck, Darmstadt, beigemischt und alles ca. 20sec mit dem Mixerstab homogen verrührt.

In jedes der vier Suspensionsgefäße der Zahnbürstmaschine wurde dann 100 ml der Abrasiv-Slurry-Lösung gegeben; es wurden alle Prüfkörper mit dem Abrasivmedium vollständig bedeckt.

Bei den Versuchen war der abrasive Stoff das Calciumhydrogenphosphat. Der pH – Wert der Abrasiv-Slurry-Lösung betrug 6,5.

5.5 Quantitative Abriebsmessung

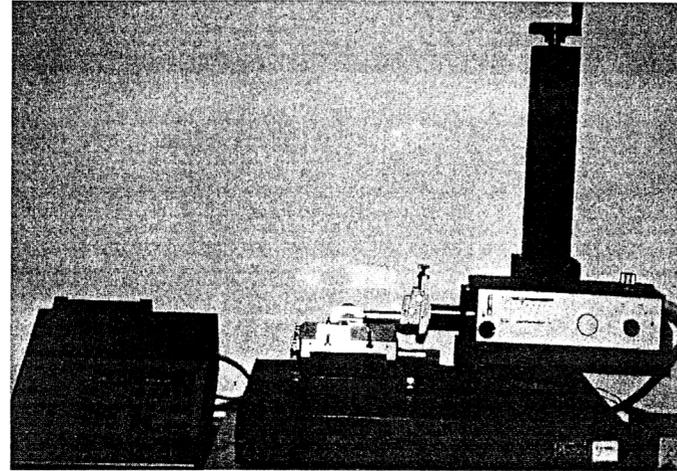


Abb. 5.8.: Perthometer S3P (Feinprüf Perthen GmbH)

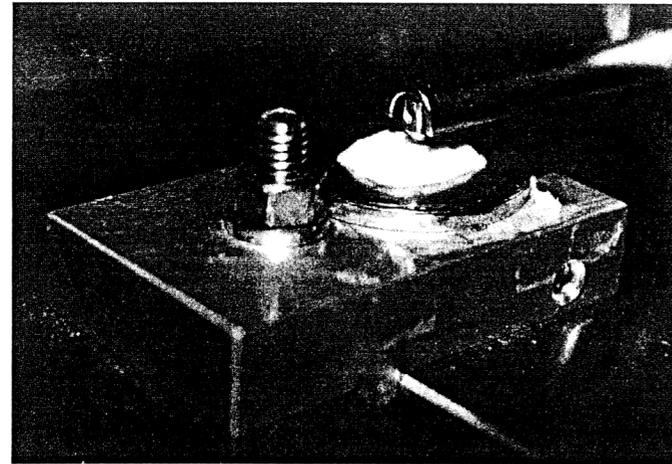


Abb. 5.9.: Prüfkörper beim Vermessen im Perthometer S3P

Die quantitative Abriebmessung der Prüfkörper erfolgte durch eine Höhendifferenzbestimmung vor und nach dem Abrasionsversuch. Die Prüfkörper wurden nach dem „running in“ zum ersten Mal im Perthometer (S3P Feinprüf Perthen GmbH, D-3400 Göttingen) vermessen (siehe Abb. 5.8. und Abb. 5.9.). So konnte die Höhe zwischen der Abrasionsoberfläche und der Referenzebene bestimmt werden. Nach dem Abrasionstest wurden die Prüfkörper auf dieselbe Art nochmals vermessen. Die Oberflächenabtastung erfolgte mit einem pyramidenförmigen Mikrotaster der „R“-Typenreihe. Es wurden jeweils 40 Meßstrecken mit 10mm Länge abgetastet, so daß insgesamt eine Fläche von 4mm*10mm vermessen wurde. Ausgangspunkt aller Messungen war die kleine Bohrung, die bei der Herstellung in der Referenzebene angebracht wurde.

Die Meßdaten des Perthometers wurden mit dem Cantata-Programm ausgewertet, mit dem jeweils die Höhe zwischen der zu prüfenden Oberfläche und der Referenzebene bestimmt werden konnte. Die Differenz aus diesen beiden Messungen war der entstandene Abrieb.

5.6. Morphologische Verschleißanalyse

Von jedem Füllungsmaterial wurde nach dem Versuch die Prüfkörperoberfläche einer Materialprobe unter dem Rasterelektronenmikroskop (AMR 1200, Leitz Wetzlar) in 100-, 200-, 500- und 1000-facher Vergrößerung betrachtet.

6. Ergebnisse

6.1. Veränderung des Abrasivmediums durch die Versuche

Es stellte sich die Frage, ob sich die Korngröße des Abrasivstoffes während des Abriebversuchs verändert. Aus diesem Grund wurden sowohl vor als auch nach dem Versuch Proben der Abrasivslurry entnommen. Diese wurden direkt über dem Prüfkörper entnommen, um Verfälschungen durch eine Vermischung zu minimieren.

Die Firma ESPE führte an diesen Proben eine Kornverteilungsmessung durch. Die Proben der Abrasivslurry wurden jeweils im Granulometer mittels Ultraschall dispergiert, und es wurde eine Messung mit bzw. eine ohne Dispergierhilfsmittel durchgeführt, um feststellen zu können, ob das Material Agglomerate enthält, die allein durch Ultraschall nicht auftrennbar sind. Alle Messungen wurden mit dem Lasergranulometer CILAS 1064 durchgeführt.

Bei der Auswertung der Meßergebnisse zeigte sich, daß bei den Proben kein signifikanter Unterschied festzustellen war. Die Korngrößenverteilung des Abrasivstoffes blieb folglich während der Versuche konstant.

Kornverteilung des Abrasivstoffes:

Durchmesser 50% : 24,23µm (23,64-24,8µm)

Durchmesser 10% : 1,99µm (1,87-2,1µm)

Durchmesser 90% : 46,22µm (43,57-48,69µm)

Die genauen Meßergebnisse sind sowohl tabellarisch als auch graphisch im Anhang unter 10.2. aufgeführt.

6.2. Ergebnisse der morphologischen Verschleißanalyse

Die Abbildungen 6.1. bis 6.40. zeigen die Prüfkörperoberflächen, die unter dem Rasterelektronenmikroskop aufgenommen wurden. Die Proben wurden nach den 7.500 Bürstzyklen zur besseren Vergleichbarkeit mit verschiedenen Vergrößerungen dargestellt.

Den Abbildungen sind Kurzlegenden beigelegt. Eine Wertung dazu wird unter 7.3. abgehandelt.

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Charisma nach den Bürstzyklen

Abb. 6.1. - 6.4.

Die Oberfläche zeigt eine geringe Rauhtiefe. Es sind Löcher von einzelnen herausgerissenen Partikeln zu erkennen, nicht aber von größeren zusammenhängenden Fragmenten.

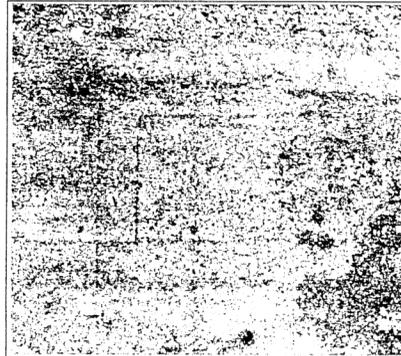


Abb. 6.1.: 100-fache Vergrößerung

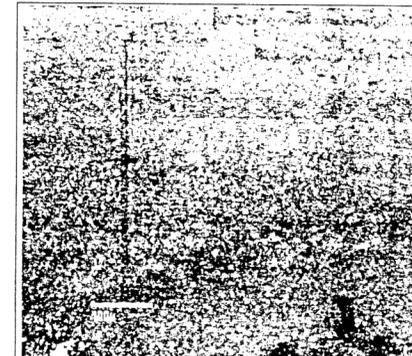


Abb. 6.2.: 200-fache Vergrößerung

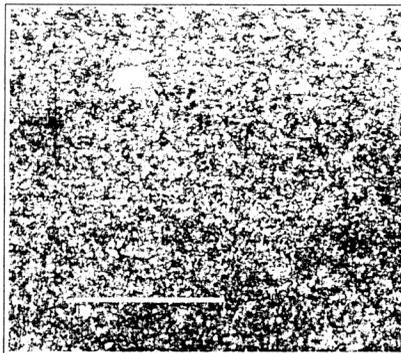


Abb. 6.3.: 500-fache Vergrößerung

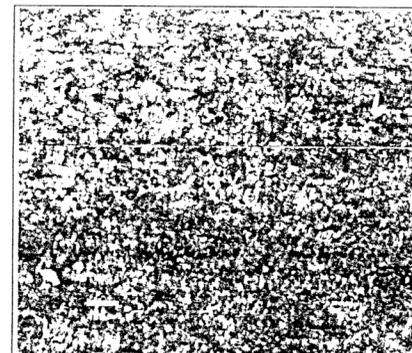


Abb. 6.4.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Heliomolar radiopaque nach den Bürstzyklen

Abb. 6.5. - 6.8.

Die dunklen Flecken zeigen Präpolymerisate. Kerben oder Risse sind nicht zu erkennen,

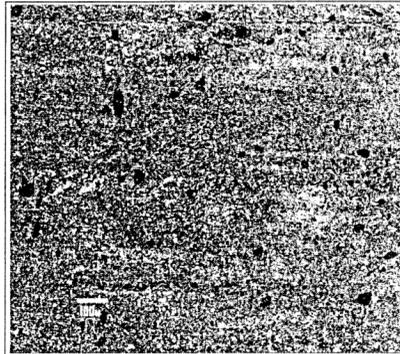


Abb. 6.5.: 100-fache Vergrößerung

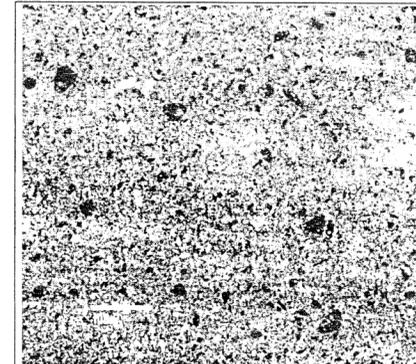


Abb. 6.6.: 200-fache Vergrößerung

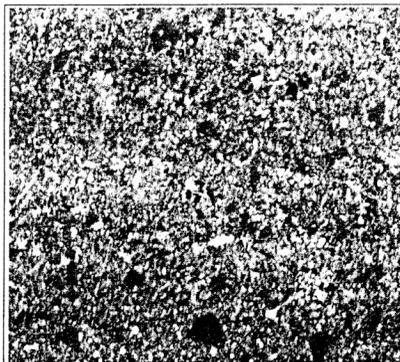


Abb. 6.7.: 500-fache Vergrößerung

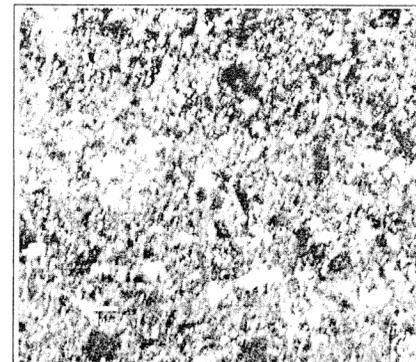


Abb. 6.8.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Tetric nach den Bürstzyklen
Abb. 6.9. - 6.12.

Aus der Oberfläche ragen die Füllkörper unterschiedlicher Größe aus der Matrix
heraus. Kerben und Risse in der Matrix sind nicht zu erkennen.

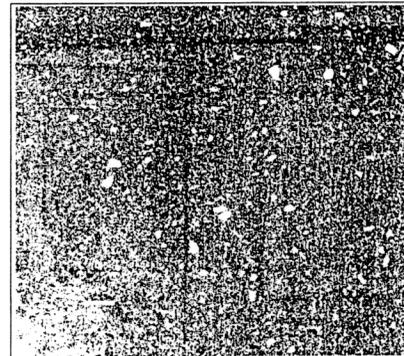


Abb. 6.9.: 100-fache Vergrößerung

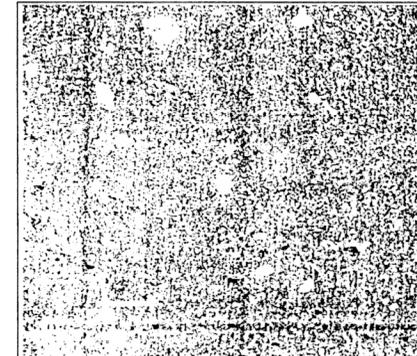


Abb. 6.10.: 200-fache Vergrößerung

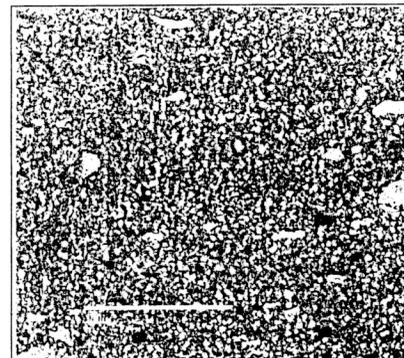


Abb. 6.11.: 500-fache Vergrößerung

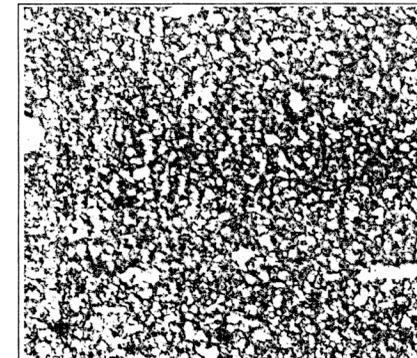


Abb. 6.12.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Compoglass nach den Bürstzyklen

Abb. 6.13. - 6.16.

An der Oberfläche ragen die enthaltenen Füllkörper heraus. Weiterhin sind „Löcher“ von herausgerissenen Partikeln zu erkennen.

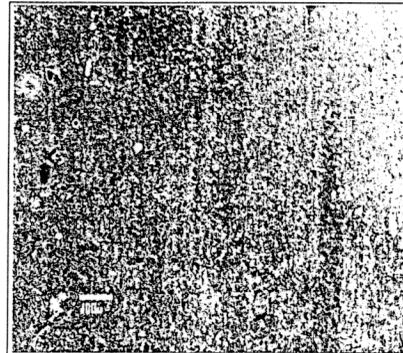


Abb. 6.13.: 100-fache Vergrößerung

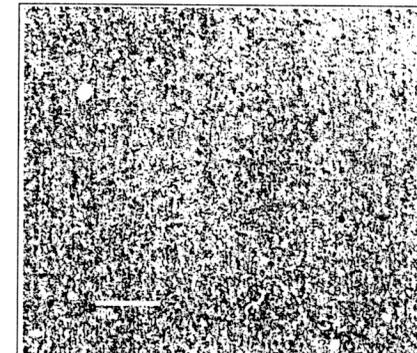


Abb. 6.14.: 200-fache Vergrößerung

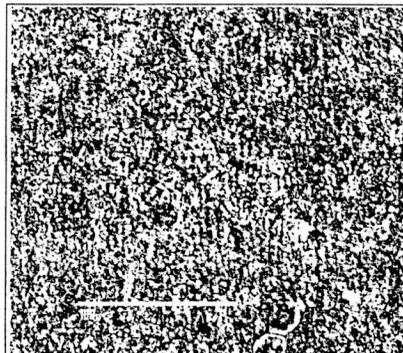


Abb. 6.15.: 500-fache Vergrößerung

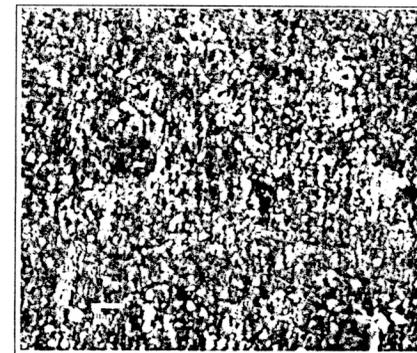


Abb. 6.16.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Dyract nach den Bürstzyklen
Abb. 6.17. - 6.20.

Die Oberfläche ist recht homogen; d.h. Füllkörper ähnlicher Größe ragen aus der Matrix heraus; größere Fragmente sind nicht herausgerissen; es sind keine Risse und Frakturen zu erkennen.

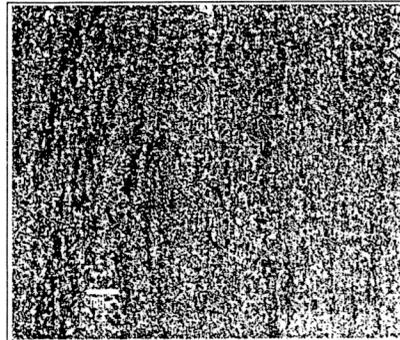


Abb. 6.17.: 100-fache Vergrößerung

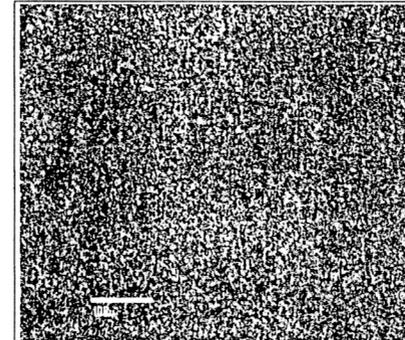


Abb. 6.18.: 200-fache Vergrößerung

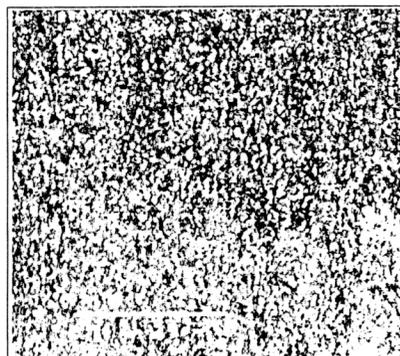


Abb. 6.19.: 500-fache Vergrößerung

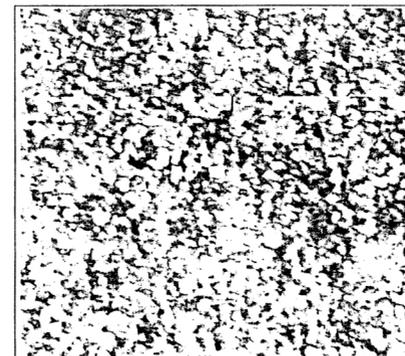


Abb. 6.20.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Fuji IX nach den Bürstzyklen
Abb. 6.21. - 6.24.

In der Matrix sind einige große Risse zu sehen, aber weniger Mikrofrakturen als bei den anderen Glasionomerzementen. Die großen Partikel sind an der Oberfläche plan. „Löcher“ von herausgerissenen Partikeln sind nicht zu erkennen.

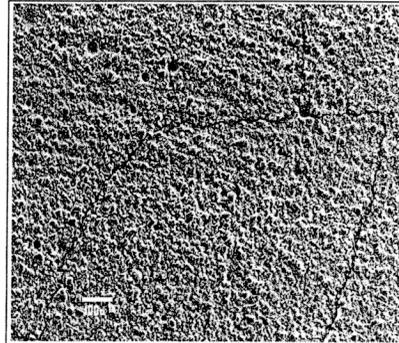


Abb. 6.21.: 100-fache Vergrößerung

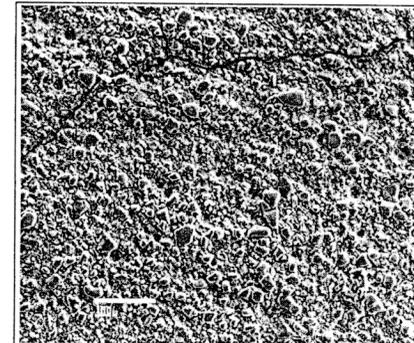


Abb. 6.22.: 200-fache Vergrößerung

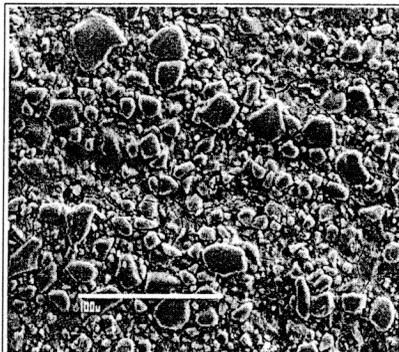


Abb. 6.23.: 500-fache Vergrößerung



Abb. 6.24.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Hi-Dense nach den Bürstzyklen

Abb. 6.25. - 6.28.

Die Füllungspartikel sind in der Größenordnung der Abrasivkörper. Die großen Partikel sind an der Oberfläche plan. In der Matrix sind Risse zu erkennen.

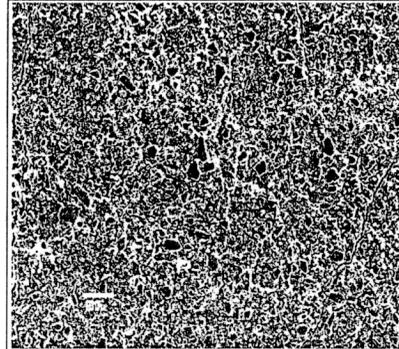


Abb. 6.25.: 100-fache Vergrößerung

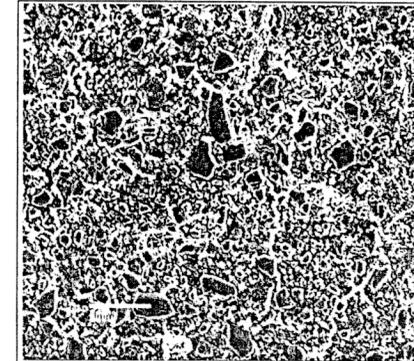


Abb. 6.26.: 200-fache Vergrößerung

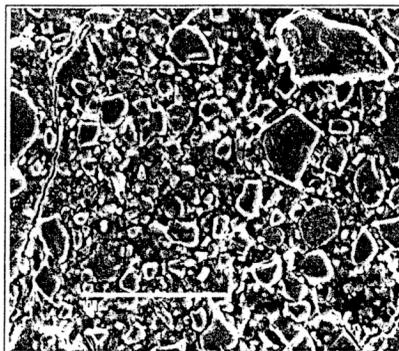


Abb. 6.27.: 500-fache Vergrößerung



Abb. 6.28.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Hi-Fi nach den Bürstzyklen
Abb. 6.29. - 6.32.

Die Partikelgröße ist in der Größe der Abrasivkörper. Die Oberfläche der größeren
Partikel ist plan. In der Matrix sind Risse zu erkennen. Spuren von
herausgerissenen Partikeln sind nicht zu erkennen.

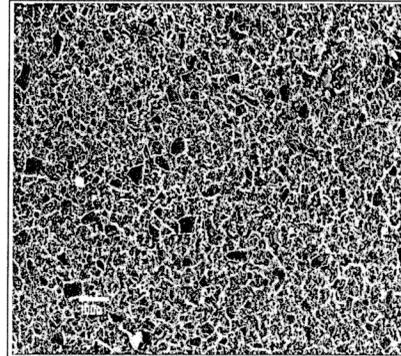


Abb. 6.29.: 100-fache Vergrößerung

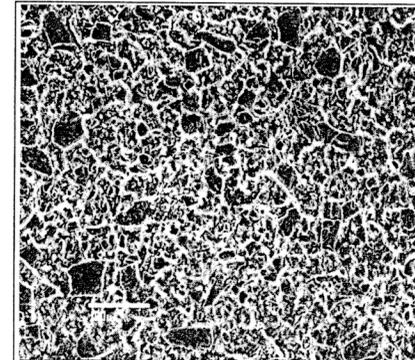


Abb. 6.30.: 200-fache Vergrößerung

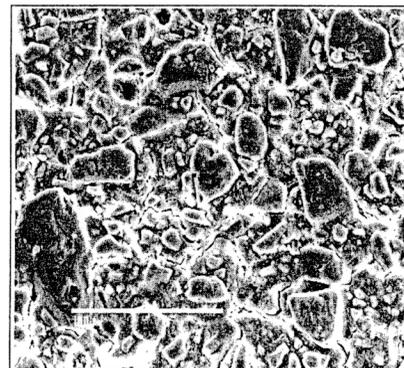


Abb. 6.31.: 500-fache Vergrößerung



Abb. 6.32.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Ketac-Molar nach den Bürstzyklen

Abb. 6.33. - 6.36.

In der Matrix sind viele Mikrorisse zu erkennen. Größere Partikel ragen aus der Oberfläche heraus und sind an der Oberfläche plan.

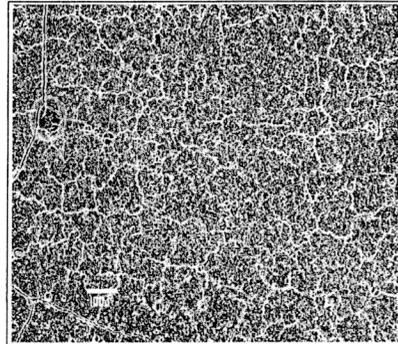


Abb. 6.33.: 100-fache Vergrößerung

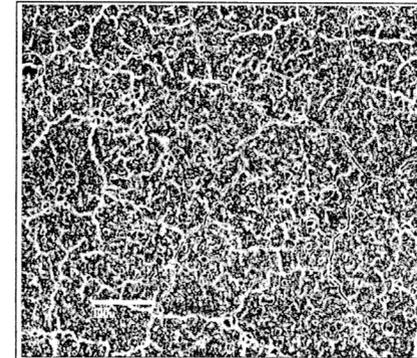


Abb. 6.34.: 200-fache Vergrößerung

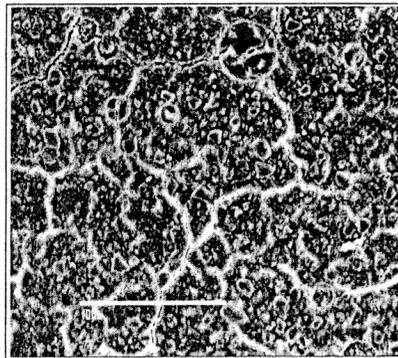


Abb. 6.35.: 500-fache Vergrößerung

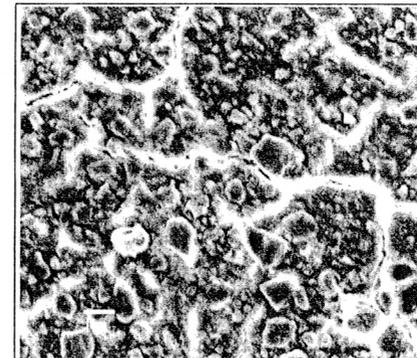


Abb. 6.36.: 1000-fache Vergrößerung

Rasterelektronenmikroskopaufnahmen des Materials Ketac-Silber nach den Bürstzyklen

Abb. 6.37 - 6.40.

Es sind keine „Löcher“ von herausgerissenen Füllungspartikel zu erkennen. In der Matrix sind Risse zu sehen. Die größeren Partikel sind an der Oberfläche plan.

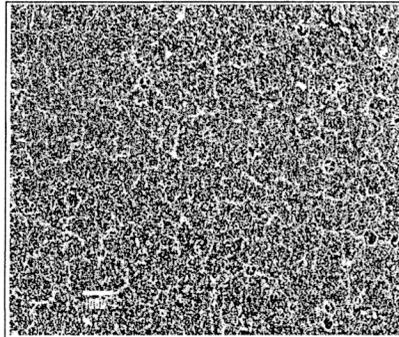


Abb. 6.37.: 100-fache Vergrößerung

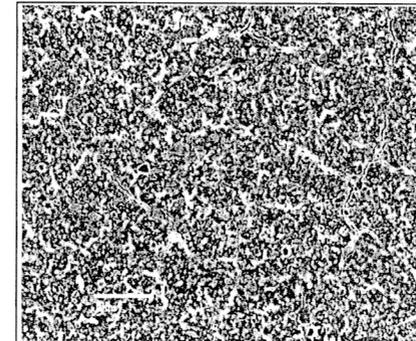


Abb. 6.38.: 200-fache Vergrößerung

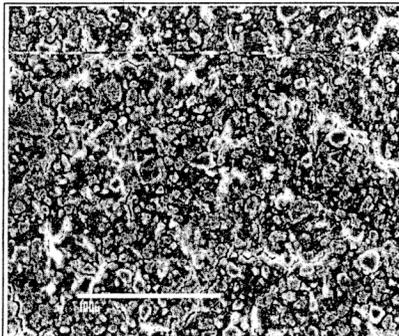


Abb. 6.39.: 500-fache Vergrößerung

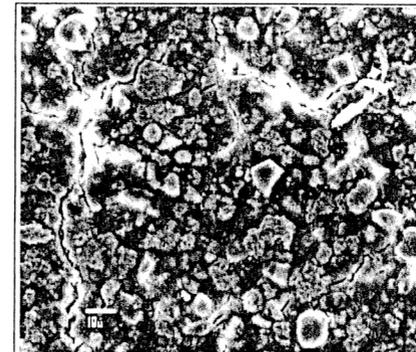


Abb. 6.40.: 1000-fache Vergrößerung

6.3. Quantitative Abriebsmessung

Die einzelnen Meßergebnisse sind im Anhang unter 10.1. tabellarisch aufgeführt. Die Auswertung der Meßergebnisse aus der quantitativen Abriebsmessung wurde mit der Software SPSS 9.0 für Windows durchgeführt.

6.3.1. Kompomere

Die folgenden Tabellen 6.41. / 6.42 und Graphik 6.43 zeigen die statistische Auswertung der beiden getesteten Kompomermaterialien Dyract und Compoglass nach jeweils 7.500 Bürstzyklen.

		Statistik	Standardfehler		
Compoglass	Mittelwert		86,9	2,8	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	80,8		
		Obergrenze	93,0		
	5% getrimmtes Mittel		87,0		
	Median		84,4		
	Varianz		92,4		
	Standardabweichung		9,6		
	Minimum		71,9		
	Maximum		100,6		
	Spannweite		28,7		
	Interquartilbereich		17,3		
	Schiefe		0,2		0,6
	Kurtosis		-1,3		1,2
	Dyract	Mittelwert			49,4
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts		Untergrenze	46,2		
		Obergrenze	52,6		
5% getrimmtes Mittel			49,3		
Median			48,7		
Varianz			25,0		
Standardabweichung			5,0		
Minimum			43,0		
Maximum			58,4		
Spannweite			15,4		
Interquartilbereich			8,7		
Schiefe			0,5	0,6	
Kurtosis			-0,9	1,2	

Tab. 6.41 / 6.42.: Univariate Statistiken der Kompomere

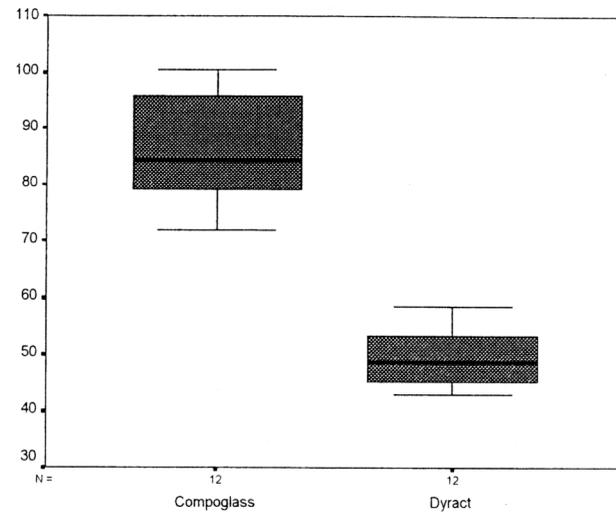


Abb. 6.43.: Abrieb der Kompomere in μm

Der Vergleich der getesteten Kompomere zeigt, daß Dyract im Verhältnis zu Compoglass deutlich abrasionsresistenter ist.

6.3.2. Komposite

Die folgenden Tabellen 6.44. - 6.46. und Graphik 6.47. zeigen die statistische Auswertung der beiden getesteten Hybridkompositmaterialien Tetric und Charisma, und dem mikrogefüllten Kompositmaterial Heliomolar radiopaque nach jeweils 7.500 Bürstzyklen.

	Statistik	Standardfehler
Charisma	Mittelwert	42,6
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	
	Untergrenze	41,1
	Obergrenze	44,1
	5% getrimmtes Mittel	42,7
	Median	43,1
	Varianz	5,8
	Standardabweichung	2,4
	Minimum	38,1
	Maximum	46,0
	Spannweite	7,9
	Interquartilbereich	3,7
	Schiefe	-0,4
	Kurtosis	-0,6

Heliomolar radiopaque	Mittelwert		13,1	0,6
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	11,7	
		Obergrenze	14,5	
	5% getrimmtes Mittel		13,1	
	Median		12,8	
	Varianz		4,9	
	Standardabweichung		2,2	
	Minimum		9,8	
	Maximum		17,2	
	Spannweite		7,4	
	Interquartilbereich		3,8	
	Schiefe		0,2	0,6
	Kurtosis		-0,8	1,2

Tetric	Mittelwert		52,2	2,2
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	47,5	
		Obergrenze	57,0	
	5% getrimmtes Mittel		52,6	
	Median		53,3	
	Varianz		56,4	
	Standardabweichung		7,5	
	Minimum		36,4	
	Maximum		60,9	
	Spannweite		24,5	
	Interquartilbereich		11,0	
	Schiefe		-0,9	0,6
	Kurtosis		0,2	1,2

Tab. 6.44. - 6.46.: Univariate Statistiken der Komposite

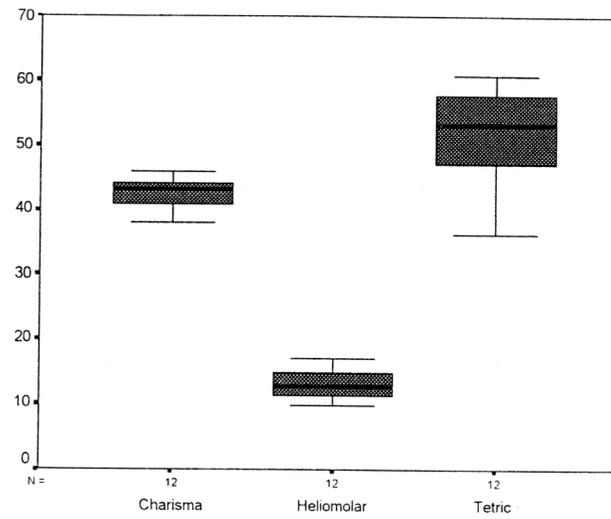


Abb. 6.47.: Abrieb der Komposite in μm

Das Ergebnis zeigt, daß die beiden Hybridkompositmaterialien Charisma und Tetric bei der Abrasionsresistenz sehr nahe beieinander liegen. Charisma erwies sich als nur gering abrasionsresistenter.

Das mikrogefüllte Komposit Heliomolar radiopaque stellte sich dagegen als wesentlich abrasionsresistenter als die Hybridkompositmaterialien heraus.

6.3.3. Glasionomerzemente

Die folgenden Tabellen 6.48. - 6.52. und Graphik 6.53. zeigen die statistische Auswertung der getesteten Glasionomerzementmaterialien Ketac Molar, Ketac Silber, Hi-Fi, Hi-Dense und Fuji IX nach jeweils 7.500 Bürstzyklen. Die Materialien Ketac Silber und Hi-Dense sind der Untergruppe der Cermet-Zemente zuzuordnen.

		Statistik	Standardfehler	
Ketac Silber	Mittelwert		34,5	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	30,9	
		Obergrenze	38,1	
	5% getrimmtes Mittel		34,3	
	Median		33,1	
	Varianz		31,9	
	Standardabweichung		5,6	
	Minimum		27,4	
	Maximum		45,5	
	Spannweite		18,0	
	Interquartilbereich		6,9	
	Schiefe		0,9	0,6
	Kurtosis		0,2	1,2
Hi-Dense	Mittelwert		23,2	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	21,1	
		Obergrenze	25,3	
	5% getrimmtes Mittel		23,3	
	Median		23,5	
	Varianz		10,8	
	Standardabweichung		3,3	
	Minimum		17,3	
	Maximum		27,5	
	Spannweite		10,2	
	Interquartilbereich		5,9	
	Schiefe		-0,3	0,6
	Kurtosis		-0,9	1,2
Hi-Fi	Mittelwert		15,2	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	14,2	
		Obergrenze	16,1	
	5% getrimmtes Mittel		15,2	
	Median		15,2	
	Varianz		2,3	
	Standardabweichung		1,5	
	Minimum		12,3	
	Maximum		18,2	
	Spannweite		5,9	
	Interquartilbereich		2,0	
	Schiefe		0,1	0,6
	Kurtosis		0,9	1,2

Fuji9	Mittelwert		14,5	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	13,4	0,5
		Obergrenze	15,7	
	5% getrimmtes Mittel		14,6	
	Median		14,4	
	Varianz		3,1	
	Standardabweichung		1,8	
	Minimum		11,5	
	Maximum		17,3	
	Spannweite		5,7	
	Interquartilbereich		3,0	
	Schiefe		-0,1	0,6
	Kurtosis		-1,0	1,2

Ketac Molar	Mittelwert		14,3	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	12,8	0,7
		Obergrenze	15,9	
	5% getrimmtes Mittel		14,3	
	Median		14,1	
	Varianz		5,9	
	Standardabweichung		2,4	
	Minimum		11,2	
	Maximum		18,7	
	Spannweite		7,6	
	Interquartilbereich		3,4	
	Schiefe		0,6	0,6
	Kurtosis		-0,5	1,2

Tab. 6.48. - 6.52.: Univariate Statistiken der Glasionomerzemente

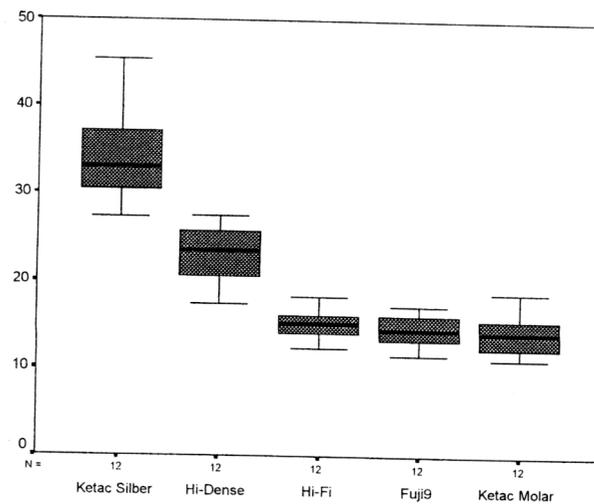


Abb. 6.53.: Abrieb der Glasionomerzemente in μm

Die Glasionomerzemente Hi-Fi, Fuji IX und Ketac Molar zeigten fast die gleiche Abrasionsresistenz. Bei dieser Untersuchung waren sie den Cermet-Zementen Ketac-Silber und Hi-Dense eindeutig überlegen, wobei Ketac-Silber einen noch größeren Abrieb als Hi-Dense aufwies.

6.3.4. Zusammenfassendes Ranking aller getesteten Materialien

Die folgende Graphik 6.54. zeigt alle getesteten Materialien nach jeweils 7.500 Bürstzyklen in einer Übersicht.

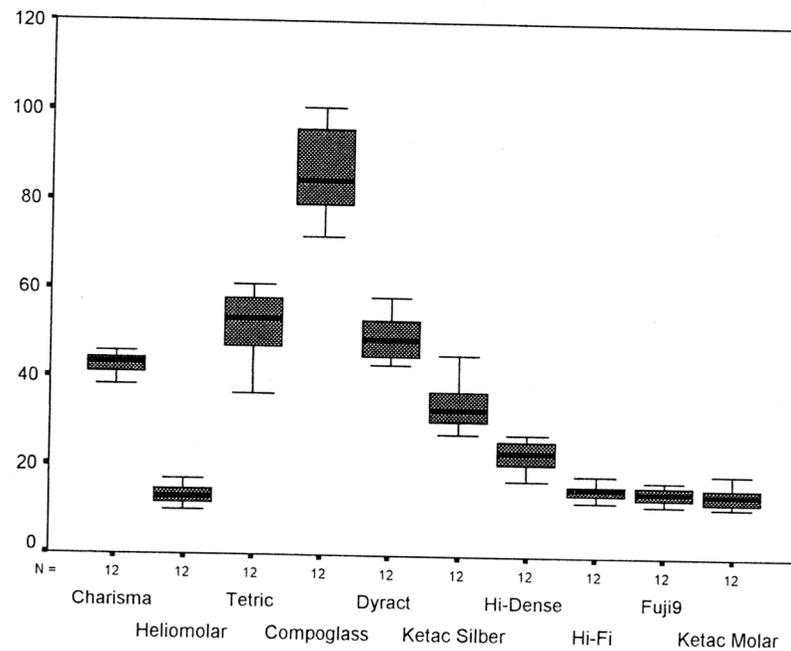


Abb.6.54.: Gesamtübersicht des Abriebverhaltens aller getesteten Materialien

6.3.5. Abriebsverhalten der Materialien Fuji IX und Ketac Molar im zeitlichen Verlauf

Die beiden Glasionomerzemente Fuji IX und Ketac Molar wurden nach den ersten 7.500 Bürstzyklen weiteren 30.000 Bürstzyklen unterzogen. Da, wie unter dem Rasterelektronenmikroskop sichtbar, die Glasionomerzemente hierbei eine größere Korngröße aufweisen als der mittlere Abrieb nach 7.500 Bürstzyklen, sollte durch weitere Versuche mit höheren Bürstzyklen die weitere Entwicklung der Abrasion

untersucht werden. Die statistische Auswertung ist den Tabellen 6.55. - 6.58. und den Graphiken 6.59. / 6.60. zu entnehmen.

		Statistik	Standardfehler
Ketac Molar 7500 Bürstzyklen	Mittelwert		14,3
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	12,8
		Obergrenze	15,9
	5% getrimmtes Mittel		14,3
	Median		14,1
	Varianz		5,9
	Standardabweichung		2,4
	Minimum		11,2
	Maximum		18,7
	Spannweite		7,6
	Interquartilbereich		3,4
	Schiefe		0,6
	Kurtosis		-0,5
Fuji9 7500 Bürstzyklen	Mittelwert		14,5
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	13,4
		Obergrenze	15,7
	5% getrimmtes Mittel		14,6
	Median		14,4
	Varianz		3,1
	Standardabweichung		1,8
	Minimum		11,5
	Maximum		17,3
	Spannweite		5,7
	Interquartilbereich		3,0
	Schiefe		-0,1
	Kurtosis		-1,0
Ketac Molar 37500 Bürstzyklen	Mittelwert		48,8
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	44,9
		Obergrenze	52,6
	5% getrimmtes Mittel		48,7
	Median		49,9
	Varianz		36,7
	Standardabweichung		6,1
	Minimum		40,4
	Maximum		58,8
	Spannweite		18,4
	Interquartilbereich		11,0
	Schiefe		0,2
	Kurtosis		-1,2
			1,2

Fuji9 37500 Bürstzyklen	Mittelwert		40,5	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	37,8	1,3
		Obergrenze	43,3	
	5% getrimmtes Mittel		40,4	
	Median		40,5	
	Varianz		18,8	
	Standardabweichung		4,3	
	Minimum		35,1	
	Maximum		47,1	
	Spannweite		12,0	
	Interquartilbereich		7,6	
	Schiefe		0,2	0,6
	Kurtosis		-1,3	1,2

Tab. 6.55. - 6.58.: Vergleich der unvariierten Statistiken bei unterschiedlicher Bürstzyklenanzahl

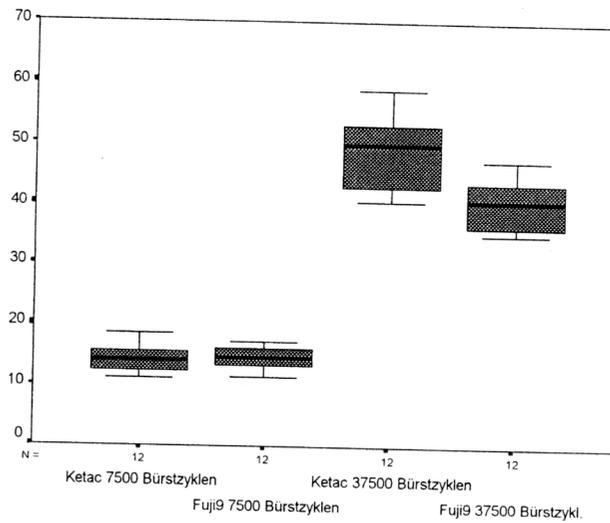


Abb. 6.59.: Vergleich der Abriebs in μm bei unterschiedlicher Bürstzyklenanzahl

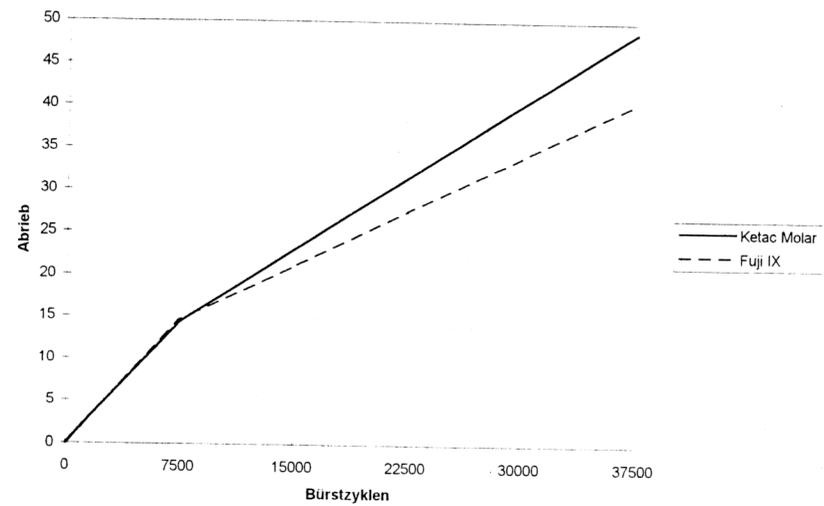


Abb. 6.60.: Vergleich der Abriebs in μm bei unterschiedlicher Bürstzyklenanzahl

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen eindeutig, daß der initiale Abrieb beider Materialien bei den ersten 7.500 Bürstzyklen relativ größer war als durch die weitere Bürstbelastung. Nach 37.500 Bürstzyklen zeigte sich Fuji IX abrasionsresistenter als Ketac Molar.

7. Diskussion

7.1. Filz als Gegenkörper

Anhand der durchgeführten Vorversuche stellte sich heraus, daß die Zahnbürste alleine als Träger für das Abrasivmedium bei den durchgeführten quantitativen Abriebsversuchen problematisch war. Bei der Entwicklung eines geeigneten Versuchsaufbaus und Versuchsablaufs ergab sich eine erhebliche Streuung der Meßwerte, weil sich durch den entstandenen geringen Abrieb kleinste Ungenauigkeiten deutlich auf das Endergebnis auswirkten. Es war daher kein aussagekräftiger Vergleich zwischen den zu testenden Materialien möglich.

Wie bereits von SINGER (1996) festgestellt, ist es aber nicht sinnvoll, die Anzahl der Bürstzyklen so weit anzuheben, daß größere Abriebwerte mit dadurch geringerer Streuung entstehen. Es zeigte sich nämlich, daß es dabei in der Abrasivslurry zu einer Sedimentation kam und dadurch folglich zu einem geringer werdenden Abrieb im Laufe des Versuchs. Diese Sedimentation findet aber nicht immer gleich stark statt, so daß es deshalb zu einer ungewollten Verfälschung der Ergebnisse kam.

Mit Hilfe eines auf die Bürste aufgeklebten Filzes konnte diesem Problem jedoch begegnet werden. Wie bereits in der Literatur beschrieben, wird der Zahnbürste allein nur eine sehr geringe abrasive Wirkung zugeschrieben (BJÖRN & LINDHE 1966). HOTZ (1983) und DE-BOER et al (1985) beobachteten sogar, daß es bei dem Abrasionsversuch von Dentinproben mit Zahnbürste und Wasser alleine zu gar keinen Substanzverlust kam. Die Zahnbürste stellte folglich nur den Träger für das Abrasivmedium dar. Durch den Filz als Träger wurden ca. 20-fach höhere Abrasionswerte erreicht, die Streuung reduziert und die Bürstzyklen gering gehalten, so daß eine Sedimentation praktisch ausgeschlossen werden konnte.

Es kann daher davon ausgegangen werden, daß es durch die Verwendung des Filzes zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Abrasivpartikel auf der Prüfkörperoberfläche kam und dadurch zu einer stärkeren Abrasion. Da aber die Abrasivpartikel des Zwischenstoffs gleich blieben, hat sich der Verschleißmechanismus gegenüber der Zahnbürste nicht geändert.

Es gilt aber zu bedenken, daß die Zahnbürste durch die einzelnen Borsten Rillen an der Prüfkörperoberfläche hinterlassen kann, da das Abrasivmedium nicht so gleichmäßig und flächenhaft auf der Oberfläche verteilt wird wie durch den Filz. Bei der Beurteilung der morphologischen Oberflächenstruktur muß das natürlich berücksichtigt werden.

7.2. Das Abrasivmedium

Das Abrasivmedium war eine Standard-Slurry, die gemäß den Angaben von P&G Health and Beauty Care, Europe TC Mainz hergestellt wurde. Der abrasive Inhaltsstoff war dabei das Calciumhydrogenphosphat. Wie die Untersuchungen mit dem Lasergranulometer ergaben, veränderte sich die Kornverteilung des Abrasivstoffes durch die Versuche nicht. Die abrasive Wirkung der Standard-Slurry blieb folglich während der gesamten Versuchsdauer konstant.

Diese Standard-Abrasivslurry stellte sich als sehr geeignet heraus, da es durch die leicht gelartige Konsistenz erst nach längerer Versuchsdauer zu einer Entmischung kam und somit zu einer Sedimentation der abrasiv wirkenden Bestandteile. Aufgrund der Gestaltung der Suspensionsgefäße, die das Abrasivmedium enthalten, wäre es aber jederzeit möglich, verschiedene Zahnpasten (eventuell verdünnt mit künstlichen Speichel) zu verwenden. So könnte bei gleicher Versuchsanordnung die abrasive Wirkung unterschiedlicher Zahnpasten, die eine differente Verteilung und Art der Putzkörper aufweisen, untereinander verglichen werden.

Eine mögliche Fehlerquelle, die das Versuchsergebnis aber beeinflussen könnte, sind die Abriebpartikel der Füllungsmaterialien. Diese wirken nach dem Herauslösen aus der Prüfkörperoberfläche als zusätzliche Abrasivkörper in der Slurry-Lösung. Um diese Größe möglichst gering zu halten, wurde nach allen 250 Bürstzyklen eine sogenannte Referenzfahrt durchgeführt. Diese brachte den Bürstenkopf nicht nur in die ursprüngliche Ausgangsposition zurück, sondern sorgte auch für eine Durchmischung des Abrasivmediums.

Bei dem Suspensionsgefäß, das die Standard-Slurry enthielt, handelte es sich um ein offenes System; d.h. es konnten Bestandteile des Abrasivmediums während der Versuchsdauer verdunsten und sich somit auch die prozentuale Verteilung der Suspension im Laufe der Zeit ändern. Da aber alle Materialien unter denselben Bedingungen getestet wurden, hatte diese mögliche Veränderung keine Auswirkung auf das Ergebnis der Abriebfestigkeit der Füllungsmaterialien untereinander.

7.3. Oberflächenbetrachtungen unter dem Rasterelektronenmikroskop

Unter dem Rasterelektronenmikroskop fanden sich Unterschiede zwischen den einzelnen Materialgruppen bezüglich der Oberflächenmorphologie. Die Oberflächenstruktur der Komposite und Kompomere stellt sich nach dem Abriebversuch sehr ähnlich dar. Durch die Abrasivkörper des Zwischenmediums wird die Matrix, in die die Füllkörper eingebettet sind, abgetragen. Nach dem Materialabtrag der oberflächlichsten Schicht liegen die Füllpartikel frei. Durch den fortschreitenden Abtrag der Matrix werden diese weiter freigelegt und in der Folge aus dem Verbund herausgerissen. Bei den Oberflächenaufnahmen sind die herausragenden Füllkörper und die Löcher in der Matrix durch die herausgelösten Partikel zu sehen. MEINERS et al (1974), ANKER (1982) und VAN DIJKEN et al (1983/1985) machten ähnliche Beobachtungen. Laut JORGENSEN (1982) und LAMBRECHTS & VANHERLE (1982) stimmen diese Oberflächenbeobachtungen mit den klinischen Befunden an Hybridkompositmaterialien überein.

Das Hybridkomposit Charisma mit einem speziellen Mikroglass-Füllstoff zeigte die glatteste Oberfläche. Bei dem Kompomer Compoglass sind viele Löcher zu sehen, die durch die herausgerissenen Füllkörper entstehen. Aufgrund des pH – Wertes der Lösung von 6,5 kann davon ausgegangen werden, daß die Füllkörper nicht herausgelöst werden. Der recht hohe Abrieb des Materials ist wahrscheinlich darauf zurückzuführen, daß der Verbund zwischen Matrix und anorganischen Füllpartikeln schwächer ist als bei den Vergleichsmaterialien. Dadurch werden leichter Partikel herausgelöst.

Bei den Oberflächenbetrachtungen der Glasionomerzemente sind teilweise erhebliche Rißbildungen festzustellen. Diese Frakturlinien sind aber durch die Trocknung der Prüfkörper bedingt. Ein intensives Trocknen ist notwendig, um die Proben für die Untersuchung mit dem Rasterelektronenmikroskop vorzubereiten.

Im Gegensatz zu den Kompositen und Kompomeren haben die Glasionomerzemente eine viel größere Partikelgröße. Hier sind keine Löcher von herausgelösten Partikel zu erkennen, vielmehr ist zu sehen, daß die Oberfläche der großen Partikel glatt poliert erscheint. Die Ursache für den geringen Abrieb ist hierin zu suchen. Bei den Glasionomerzementen werden keine größeren Bestandteile herausgerissen, sondern nur oberflächlich Material abgetragen. Dies entspricht der von JÖRGENSEN (1979 / 1982) formulierten „Matrix-Schutz“-Theorie („matrix-protection“-Theorie). Wenn die Füllkörpergröße in der Größenordnung der Abrasivkörper liegt, besteht ein nennenswerter Einfluß auf das Verschleißverhalten. YUASA (1990) beobachtete anhand experimenteller Komposite, daß die Verschleißhöhe mit abnehmender Füllkörpergröße der Komposite zunahm. Dieser „Schutzmechanismus“ scheint auch auf die Glasionomerzemente zuzutreffen.

7.4. Quantitative Abriebsmessung

Im „Normvorschlag für Abriebprüfung mit Zahnbürste (1992)“ wurde zur Abriebsmessung ein Verfahren gefordert, das den Materialabtrag durch das Wiegen der Materialproben vor und nach dem Versuch bestimmte. Dieses Verfahren machte es notwendig, die Prüfkörper einer exakten Trocknungsprozedur zu unterziehen. Bei diesem Vorgehen war es aber nicht möglich, hydrophile und trockenungsempfindliche Füllungsmaterialien wie Glasionomerzemente und Kompomere zu untersuchen. Um verschiedene Werkstoffgruppen untereinander vergleichen zu können, mußte man, wie unter Kapitel 5.5. beschrieben, den Abrieb mittels Profilometrie bestimmen.

Beim Messen des Abriebs wurde anhand der durch die Vorversuche gewonnenen Erkenntnisse ein definiertes Verfahren entwickelt, um eine hohe Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu erreichen. Das Vermessen der Proben im Perthometer und das nachfolgende Auswerten der davon gewonnenen Ergebnisse mit dem Cantata-Programm konnte soweit optimiert werden, daß zwischen den kleinsten und größten ermittelten Werten nicht einmal 2 µm lagen.

Ein weiterer Vorteil dieses Verfahrens ergibt sich aus der Unabhängigkeit von der materialspezifischen Wasseraufnahme, die sich bei der gravimetrischen Meßmethode deutlich auswirkte. SINGER (1996) mußte nämlich feststellen, daß herstellungsbedingte Blasen oder Poren in den Prüfmaterialien erhebliche Streuungen in den Wasseraufnahmewerten der Referenzproben nach sich zogen. Bei der Bestimmung der relativen Wasseraufnahme müßten daher viele

Referenzproben angefertigt werden, um diesen materialspezifischen und herstellerbedingten Fehler gering zu halten.

7.5. Unterschiedliche Abrasionsfestigkeit der getesteten Füllungsmaterialien

Der höchste gemessene Abrieb wurde bei dem Kompomer Compoglass beobachtet. Das zweite getestete Kompomer Dyract zeigte sich dagegen als wesentlich abrasionsresistenter und hat eine ähnliche Abrasionsfestigkeit wie die beiden Hybridkompositmaterialien Tetric und Charisma. Anhand der Rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen ist erkennbar, daß die Oberflächenstruktur der Materialien Tetric, Charisma und Dyract nach der Bürstabrasion sehr ähnlich ist, dagegen sind bei Compoglass mehrere und größere „Löcher“ erkennbar. Hier wäre eine mögliche Ursache für den erhöhten Abrieb zu suchen. Bei Compoglass scheint der Verbund zwischen Matrix und Füllkörpern nicht so stark zu sein, so daß es durch die Bürstbeanspruchung schneller zu einem Herausreißen der Füllkörper kommt.

Als die abrasionsresistentesten Materialien erwiesen sich die Glasionomermemente Hi-Fi, Fuji IX und Ketac Molar sowie das mikrogefüllte Komposit Heliomolar radiopaque. Die beiden Cermet-Zemente Hi-Dense und Ketac Silber schneiden bei diesem Versuch schlechter ab, sind aber den Hybridkompositen und Kompomeren noch überlegen (vgl. Abb.6.54.).

Den geringeren Abrieb des mikrogefüllten Kompositmaterials Heliomolar radiopaque gegenüber den Hybridkompositmaterialien versuchte bereits SÖDERHOLM (1981) zu erklären. Eine mögliche Erklärung könnte sein, daß bei den Hybridkompositen aufgrund des hohen Füllergehalts große Spannungen innerhalb der Polymermatrix herrschen und somit während der Bürstbeanspruchung Brüche in den Polymerketten begünstigt werden. Dies würde folglich zu einem vermehrten Abtrag von Matrixmaterial führen sowie ein einfacheres Entfernen der anorganischen Bestandteile zur Folge haben. Das Material Heliomolar radiopaque hat dagegen einen hohen Mikrofülleranteil, der gleichmäßig in die Matrix und das integrierte Vorpolymerisat verteilt ist. Hiermit wird eine sehr große Materialhomogenität erreicht. Laut SINGER (1996) nehmen die mikrogefüllten Komposite mehr Wasser auf, als die Hybridkompositmaterialien, dadurch ist Heliomolar radiopaque sicherlich elastischer als die anderen Komposite. Durch dieses Verhalten zeigt sich das Material bei dieser Untersuchung als abrasionsresistenter.

Der Abriebsverlauf bei Kompositen wird durch die unterschiedliche Härte der Matrix und der Füllkörper bestimmt. Die weichere Matrix abradert dabei stärker als die darin eingebetteten härteren anorganischen Füller (MEINERS et al 1974, ANKER 1982, DIJKEN et al 1983, KREJCI et al 1990). Die Füllkörper ragen dann aus der Oberfläche heraus und behindern erstmals die weitere Abrasion. Aus diesem Grunde wurden vor dem eigentlichen Abrasionsversuch der ersten Messung auch 1.000 Bürstzyklen vorangestellt, um eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erreichen, da der initiale Abrieb („running in“) sehr unterschiedlich ausfällt. Die herausragenden Füllkörper werden dann bei der weiteren Bürstbelastung aus der Matrix herausgerissen.

Die Glasionomerzemente, die durch eine Säure-Base-Reaktion aushärten, zeigten sich als sehr abrasionsresistent. Unter dem Rasterelektronenmikroskop ist erkennbar, daß die Glasionomerzemente eine große Oberflächenrauigkeit aufweisen, die durch die Korngröße der Materialien bedingt ist. Es ist nicht erkennbar, ob größere Partikel aus der Oberfläche herausgerissen wurden; vielmehr scheint die Bürstbeanspruchung nicht groß genug für einen Partikelverlust zu sein. Die Partikel sind an der Oberfläche recht glatt.

Diese Ergebnisse erstaunen auf den ersten Blick, da die Glasionomerzemente bei der Simulation des Abriebs durch Antagonistenkontakt um den Faktor 40-200 ungünstiger abschneiden als Komposite. Aber bereits SOLTESZ & LEUPOLZ (1993) stellten fest, daß sich einige Glasionomerzemente bei den Zahnbürstetriebprozessen widerstandsfähiger erwiesen, als verglichene Komposite. Somit erscheint die Anwendung im zervikalen Bereich hinsichtlich des Verschleißverhaltens als sehr geeignet.

7.6. Abriebwerte im zeitlichen Verlauf

Von MEINERS et al (1974), SOLTESZ et al (1980), HARRINGTON et al (1982), LAMBRECHTS & VANHERLE (1982) und DE GEE et al (1985) wurden bei Kompositen initial hohe, im zeitlichen Verlauf aber abnehmende Abriebwerte quantitativ nachgewiesen; deshalb wurden den eigentlichen Bürstversuchen 1.000 Bürstzyklen vor der ersten Messung vorangestellt. Aufgrund der Zusammensetzung der Komposite und Kompomere konnte somit von einem linearen Abriebsverlauf ausgegangen werden.

Im Gegensatz dazu zeigten die Glasionomerzemente unter dem Rasterelektronenmikroskop eine Partikelgröße, die teilweise größer war als der mittlere Abrieb nach 7.500 Bürstzyklen. Aus diesem Grund wurden die Materialien Ketac Molar und Fuji IX weiteren 30.000 Bürstzyklen unterzogen, um zu sehen, ob das Phänomen der Komposite auch bei den Glasionomerzementen eintritt.

Wie aus Abb. 6.60. ersichtlich, war bei beiden Materialien der Abrieb pro Bürstzyklus nach den ersten 7.500 Bürstzyklen geringer. Obwohl der Abrieb nach 7.500 Bürstzyklen praktisch identisch war, zeigte sich Fuji IX danach als abrasionsresistenter.

Ein Grund hierfür könnte in einer unterschiedlich hohen Wasseraufnahme zwischen der Referenzebene und den bereits abradieren Arealen liegen. Wenn die Materialoberflächen der Referenzebenen mehr Wasser aufnehmen, kann das somit einen geringeren Abrieb vortäuschen.

Es wäre sinnvoll, hierfür auch noch eine zusätzliche Referenzebene zu haben, die kein Wasser aufnimmt. Aufgrund des verwendeten Versuchsaufbaus ist diese Forderung nur schwer zu verwirklichen, der Versuchsaufbau müßte dafür von Grund auf neu konzipiert werden.

Aufgrund dieser Ergebnisse könnten weitere Untersuchungen mit schrittweiser Erhöhung der Bürstzyklenanzahl in Zukunft noch mehr Aufschluß über das Verschleißverhalten der Glasionomerzemente geben.

8. Zusammenfassung und Schlußfolgerung

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Vergleich verschiedener dentaler Füllungsmaterialien bei einem Drei-Körper-Abriebtest angestellt. Unter den getesteten Füllungsmaterialien waren zwei Kompomere, drei Komposite und fünf Glasionomerzemente. Das Abriebverhalten wurde unter standardisierten Versuchsbedingungen durch den Abrieb mit einer Standard-Abrasivslurry, die mit filzbezogenen Bürsten über die Materialoberfläche bewegt wurde, untersucht. Zur hohen Reproduzierbarkeit wurde die von KUNZELMANN (1995) entwickelte Zwei-Achsen-Zahnbürstmaschine verwendet. Die Prüfkörper wurden vor und nach der Abriebsbelastung im Perthometer profilometrisch vermessen, um den Substanzverlust quantitativ zu bestimmen. Mit diesem Meßverfahren war es möglich, auch gegen Austrocknung empfindliche Materialien wie z.B. Glasionomerzemente zu testen. Mit Hilfe eines Lasergranulometers wurde weiterhin untersucht, ob sich das Abrasivmedium durch die Abriebsbelastung verändert. Die Oberflächen der bearbeiteten Materialien wurden nach dem Abriebsversuch unter dem Rasterelektronenmikroskop betrachtet. Bei zwei Glasionomerzementen wurde durch die Erhöhung der Bürstzyklenzahl zudem der zeitliche Verlauf des Abriebverhaltens untersucht.

Es zeigte sich, daß sich das Abrasivmedium durch die Bürstbelastung nicht verändert hat.

Unter dem Rasterelektronenmikroskop wurden ganz unterschiedliche Oberflächenstrukturen beobachtet. Die Komposite zeigten nach der Bürstbeanspruchung die glatteste Oberfläche, die Kompomere waren nur geringfügig rauher. Die Glasionomerzemente hatten ein sehr grobes Oberflächenrelief mit großer Partikelgröße.

Bei der quantitativen Abriebsvergleichsstudie zeigten sich die Glasionomerzemente und das mikrogefüllte Komposit am abrasionsresistentesten. Die sogenannten Cermet-Zemente waren dabei den anderen in dieser Materialgruppe unterlegen. Bei den Hybridkompositen und den Kompomeren wurde der höchste Abrieb gemessen.

Durch die Erhöhung der Bürstbelastung bei zwei Glasionomerzementen konnte gezeigt werden, daß der Abrieb initial höher ist. Bei steigender Belastung nahm der Abrieb pro Bürstzyklus ab.

Schlußfolgerung:

Als Schlußbetrachtung möchte ich noch folgendes anmerken. Neben der Abrasion beeinflussen auch Attrition, Erosion, Korrosion und materialspezifische Ermüdungserscheinungen das Gesamtverschleißverhalten dentaler Füllungsmaterialien. Dieser vorliegende In-vitro-Drei-Körper-Verschleißtest kann somit nicht als alleiniger Test für die Verschleißfestigkeit von Füllungsmaterialien verwendet werden. Mit Hilfe weiterer In-vitro-Tests, wie zum Beispiel dem Kaukraftsimulator und der ACTA-Abrasionsmaschine, kann aber aus der Gesamtheit der gewonnenen Ergebnisse eine gute Vorhersehbarkeit für das Verhalten In-vivo getroffen werden. Die hier aufgezeigten Tendenzen in Bezug auf die Abriebsfestigkeit der getesteten Materialien können dazu einen Beitrag leisten. Mit der hier verwendeten Methode ist es außerdem möglich, andere Versuchsparametervariationen vorzunehmen und weitere Fragestellungen hinsichtlich des Verschleißverhaltens abzuklären.

9. Literaturverzeichnis

Aker J.R.: New composite resins: comparison of their resistance to toothbrush abrasion and characteristics of abraded surface. J Am Dent Assoc 105, 633-635 (1982)

Albers H.K.: Untersuchungen zum Einfluß von Zahnpasten auf Füllungskunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z 32, 445-447 (1977)

Ashmore H., Van Abbe N.J., Wilson S.J.: The measurement in vitro of dentine abrasion by toothpaste. Br Dent J 133, 60-66 (1972)

Barbakow F., Imfeld T., Lutz F., Stookey G., Schemehorn B.: Dentin abrasion (RDA), enamel abrasion (REA) and polishing scores of dentifrices sold in Switzerland. Schweiz Mschr Zahnmed 99, 408-413 (1989)

Björn H., Lindhe J.: On the mechanics of toothbrushing. Odontol Revy 17, 9-16 (1966)

Björn H., Lindhe J.: Abrasion of dentine by toothbrush and dentifrice. Odontol Revy 17, 17-27 (1966)

Blunck U.: Die Versorgung von Zahnhalsdefekten. ZM 87, Nr.9, 53-61 (1997)

Brown D.: The resistance of resin-based filling materials to dentifrice abrasion in vitro. J Dent Res 60, 1102 Abstr.97 (1981)

Calais J.G., Söderholm K.J.M.: Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. J Dent Res 67, 836-840 (1988)

Davis W.B.: Reduction in dentin wear resistance by irradiation and effects of storage in aqueous media. J Dent Res 54, 1078-1081 (1975)

Davis W.B., Winter P.J.: Measurement in vitro of enamel abrasion by dentifrice. J Dent Res 55, 970-975 (1976)

De Boer P., Duinkerke A.S.H., Arends J.: Influence of tooth paste particle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion in vitro. Caries Res 19, 232-239 (1985)

De Gee A.J., Ten Harkel-Hagenaar H.C., Davidson C.L.: Structural and physical factors affecting the brush wear of dental composites. J of Dentistry 13, 60-70 (1985)

De Gee A.J., Pallav P., Davidson C.L.: Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. J Dent Res 65, 654-658 (1986)

Dickson G.: Physical and chemical properties and wear. J Dent Res 58, 1535-1543 (1979)

DIN 50320 Verschleiß: Begriffe, Systemanalyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes. Beuth Verlag Berlin (1979)

Ehrnford L.: Surface microstructure of composite resins after toothbrush-dentifrice abrasion. Acta Odontol Scand 41, 241-245 (1983)

Franz G.: Untersuchungen über die Wirkung von Zahnpasten auf Kunststoffe. Dtsch zahnärztl Z 29, 459-465 (1974)

Grabenstetter R.J., Broge R.W., Jackson F.L., Radike A.W.: The measurement of the abrasion of human teeth by dentifrice abrasives: A test utilizing radioactive teeth. J Dent Res 37, 1060-1068 (1958)

Harrington E., Jones P.A., Fisher S.E., Wilson H.J.: Toothbrush-dentifrice abrasion. A suggested standard methode. Br Dent J 17, 135-138 (1982)

Harte D.B., Manly R.S.: Effect of toothbrush variables on wear of dentin produced by four abrasives. J Dent Res 54, 993-998 (1975)

Harte D.B., Manly R.S.: Four variables affecting magnitude of dentifrice abrasiveness. J Dent 55, 322-327 (1976)

Heath J.R., Wilson H.J.: Abrasion of restorative materials by toothpaste. J Oral Rehabil 3, 121-138 (1976)

Heath J.R., Wilson H.J.: Surface roughness of restorations. Br Dent J 140, 131-137 (1976)

Heath J.R., Wilson H.J.: The effect of water on the abrasion of restorative materials. J Oral Rehabil 4, 165-168 (1977)

Hefferen J.J.: A laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. J Dent Res 55, 563-573 (1976)

Hotz P.: Die Abrasion von Composites. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 85, 253-262 (1975)

Hotz P.: Untersuchungen zur Abrasivität von Zahnpasten. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 93, 93-99 (1983)

Hotz P.: Die Abrasivität von Zahnpasten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 95, 1066-1067 (1985)

Johannsen G., Redmalm G., Ryden H.: Cleaning effect of toothbrushing with three different toothpastes and water. Swed Dent J 17, 111-116 (1993)

Jorgensen K.D.: In vitro wear tests on macro-filled composite restorative materials. Aust Dent J 27, 153-158 (1982)

Kanter J., Koski R.E., Martin D.: The relationship of weight loss to surface roughness of composite resins from simulated toothbrushing. *J Prosthet Dent* 47, 505-513 (1982)

Krejci I., Albertoni M., Lutz F.: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 2. Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 1164-1168 (1990)

Krejci I., Lutz F., Oddera M.: Aktueller Stand der Kompomere. *DFZ* 9, 52-57 (1995)

Kunzelmann K.H.: Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. *Shaker Verlag* (1998)

Lambrechts P., Vanherle G.: Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer. II. Following tooth cleaning procedures. *J Oral Rehabil* 9, 203-216 (1982)

Lutz F., Phillips R.W., Roulet J.F., Imfeld Th.: Komposies- Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 93, 914-929 (1983)

Lutz F., Imfeld T., Phillips R.W.: P-10 - Its potential as a posterior composite. *Dent Mater* 1, 61-65 (1985)

Manly R.S., Wiren J., Manly P.J., Keene R.C.: A method for measurement of abrasion of dentin by toothbrush and dentifrice. *J Dent Res* 44, 533-540 (1965)

Manly R.S., Foster D.H.: Improvement in method for measurement of abrasion of dentin by toothbrush and dentifrice. *J Dent Res* 45, 1822 (1966)

Manly R.S., Foster D.H.: Importance of factorial designs in testing abrasion by dentifrices. *J Dent Res* 46, 442-445 (1967)

Mc Connell D., Conroy C.W.: Comparisons of abrasion produced by simulated manual versus a mechanical toothbrush. *J Dent Res* 46, 1022-1027 (1967)

Meiners H., Vahl J., Weisshaar A.: Elektronenmikroskopische Oberflächenuntersuchungen von Putzeffekten an Kunststofffüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 29, 450-455 (1974)

Momoi Y., Mc Cabe J.F.: Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Br Dent J* 176, 91-96 (1994)

Murray I.D., Mc Cabe J.F., Storer R.: Abrasivity of denture cleaning pastes in vitro and in situ. *Br Dent J* 161, 137-141 (1986)

Normvorschlag für die Abriebprüfung mit Zahnbürste. November 1991 überarbeitet Januar 1992

Powell J.M., Phillips R.W., Norman R.D.: In vitro wear response of composite resin, amalgam, and enamel. *J Dent Res* 54, 1183-1195 (1975)

- Redmalm G., Ryden H.*: Dentifrice abrasivity. Swed. Dent. J. 8, 57-66 (1984)
- Reisstein J., Lustman I., Hershkovitz J., Gedalia I.*: Abrasion of enamel and cementum in human teeth due to toothbrushing estimated by SEM. J Dent Res 57, 42 (1978)
- Roulet J.-F.*: Die Abrasion von Kompositen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 86, 413-426 (1976)
- Sarrett D.C., Söderholm K.-J.M., Batich C.D.*: Water and abrasive effects on three-body wear of composites. J Dent Res 70, 1074-1081 (1991)
- Sarrett D.C., Ray S.*: The effect of water on polymer matrix and composite wear. Dent Mater 10, 6-10 (1994)
- Schmitz K., Dougherty E.W., Catts R., Müller G., Komma O., Schulmeyer H.*: Über den Einfluß anorganischer Füllstoffe auf die Abrasionsfestigkeit dentaler Kunststoffe. Dental Labor 21, 615-621 (1973)
- Sindel J. et al.*: Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen. ZM 88, Nr. 5, 48-50 (1998)
- Singer A.*: Drei-Medien-Abrieb von Kompositen. Med. Dissertation, Universität München (1996)
- Slop D., De Rooij J.F., Arends J.*: Abrasion of enamel. I. An in vitro investigation. Caries Res 17, 242-248 (1983)
- Söderholm K.J.M.*: Degradation of glass filler in experimental composites. J Dent Res 60, 1867-1875 (1981)
- Söderholm K.J.M.*: Die hydrolytische Degradation von Composites. Teil I: Physikalisch-chemische Grundlagen. Philip J Restaurative Zahnmed 6, 323-328 (1988)
- Söderholm K.J.M.*: Die hydrolytische Degradation von Composites. Teil II: Folgen für die Anwendung in der Praxis. Philip J Restaurative Zahnmed 1, 75-78 (1989)
- Söderholm K.J.M.*: Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. J Dent Res 63, 1321-1326 (1984)
- Söderholm K.J.M., Zigan M., Ragan M., Fischlschweiger W., Bergman M.*: Hydrolytic degradation of dental composites. J Dent Res 63, 1248-1254 (1984)
- Soltész U., Klaiber B., Pergande C., Richter H.*: Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverhalten von Composite-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 34, 406-412 (1979)

Soltesz U., Klaiber B., Schlude V.: Bürstenabrasion mit 27 handelsüblichen Composites und ihre Oberflächenveränderung im Rasterelektronenmikroskop. Dtsch Zahnärztl Z 35, 502-505 (1980)

Soltesz U., Leupolz M.: Abriebverhalten von Glasionomerzementen. Dtsch Zahnärztl Z 48, 379-382 (1993)

Städtler P., Jeglitsch M.: Glasionomerzemente im Rasterelektronenmikroskop. ZWR, Nr. 7/8, 448-452 (1994)

Stookey G.K., Muhler J.C.: Laboratory studies concerning the enamel and dentin abrasion properties of common dentifrice polishing agents. J Dent Res 47, 524-532 (1968)

Sulong M.Z.A.M., Aziz R.A.: Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 63, 342-349 (1990)

Svinnseth P.N., Gjerdet N.R., Lie T.: Abrasivity of toothpastes. an in vitro study of toothpastes marketed in Norway. Acta Odont Scand 45, 195-202 (1987)

Van Dijken J.W.V., Stadigh J., Meurman J.H.: Appearance of finished and unfinished composite surfaces after toothbrushing. A scanning electron microscopy study. Acta Odontol Scand 41, 377-383 (1983)

Van Dijken J.W.V., Ryter I.E.: Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. Acta Odontol Scand 45, 337-346 (1987)

Victorin L.: Effect of toothbrushing on acrylic resin veneering material. II. Abrasive effect of selected dentifrices and toothbrushes. Acta Odont Scand 30, 383-395 (1972)

Willens G., Lambrechts P., Braem M., Vuylsteke-Wauters M., Vanherle G.: The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. J Dent Res 70, 1299-1305 (1991)

Wright K.H.R.: The abrasive wear resistance of human dental tissues. Wear 14, 263-284 (1969)

10. Anhang

10.1. Meßwerte der quantitativen Abriebsmessung

Material	Ch.-B.:	Proben-Nr.	Messung 0	Messung 1	Differenz
Compoglass	701298	133	657,93	557,41	100,52
Compoglass	701298	134	708,09	613,19	94,90
Compoglass	701298	135	699,53	598,96	100,57
Compoglass	701298	136	627,40	555,52	71,88
Compoglass	701298	193	681,72	599,68	82,04
Compoglass	701298	194	737,47	658,69	78,78
Compoglass	701298	195	770,41	692,66	77,75
Compoglass	701298	196	710,68	626,45	84,23
Compoglass	701298	197	637,43	552,83	84,60
Compoglass	701298	198	735,86	644,61	91,25
Compoglass	701298	199	605,16	525,68	79,48
Compoglass	701298	200	686,17	589,51	96,66
Dyract	950763	137	436,77	392,17	44,60
Dyract	950763	138	499,78	456,79	42,99
Dyract	950763	139	491,47	444,59	46,88
Dyract	950763	140	519,55	461,16	58,39
Dyract	9607291	213	735,36	682,88	52,48
Dyract	9607291	214	560,98	515,16	45,82
Dyract	9607291	215	600,12	552,15	47,97
Dyract	9607291	216	663,11	606,98	56,13
Dyract	9607291	217	582,95	529,02	53,93
Dyract	9607291	218	686,76	636,26	50,50
Dyract	9607291	219	621,05	577,33	43,72
Dyract	9607291	220	578,18	528,81	49,37

Tab. 10.1.: Meßwerte der Kompomere vor und nach 7.500 Bürstzyklen/
Ergebnisse in μm

Material	Ch.-B.:	Proben-Nr.	Messung 0	Messung 1	Differenz
Charisma	051/	145	485,41	444,68	40,73
Charisma	051/	146	654,16	610,28	43,88
Charisma	051/	147	661,94	618,08	43,86
Charisma	051/	148	664,86	623,48	41,38
Charisma	022/	229	605,17	559,77	45,40
Charisma	022/	230	483,79	440,88	42,91
Charisma	022/	231	555,03	510,32	44,71
Charisma	022/	232	641,46	603,35	38,11
Charisma	022/	233	568,31	522,27	46,04
Charisma	022/	234	556,41	515,33	41,08
Charisma	022/	235	602,68	559,39	43,29
Charisma	022/	236	680,17	640,39	39,78
Heliomolar	701820	157	647,66	635,45	12,21
Heliomolar	701820	158	647,41	635,39	12,02
Heliomolar	701820	159	542,19	529,85	12,34
Heliomolar	701820	160	695,31	684,45	10,86
Heliomolar	703858	173	666,31	650,99	15,32
Heliomolar	703858	174	722,36	712,57	9,79
Heliomolar	703858	175	646,33	633,08	13,25
Heliomolar	703858	176	728,65	711,5	17,15
Heliomolar	703858	177	747,88	733,16	14,72
Heliomolar	703858	178	772,42	757,89	14,53
Heliomolar	703858	211	699,4	684,51	14,89
Heliomolar	703858	212	745,16	734,45	10,71
Tetric	722978	153	684,49	627,4	57,09
Tetric	722978	154	672,64	614,63	58,01
Tetric	722978	155	461,08	424,69	36,39
Tetric	722978	156	593,46	535,88	57,58
Tetric	825971	179	699,68	646,88	52,80
Tetric	825971	180	628,80	575,72	53,08
Tetric	825971	181	665,14	604,25	60,89
Tetric	825971	182	672,38	618,87	53,51
Tetric	825971	183	712,52	652,12	60,40
Tetric	825971	184	739,44	692,8	46,64
Tetric	825971	209	608,71	565,82	42,89
Tetric	825971	210	658,79	611,14	47,65

Tab. 10.2.: Meßwerte der Komposite vor und nach 7.500 Bürstzyklen/
Ergebnisse in µm

Material	Ch.-B.:	Proben-Nr.	Messung 0	Messung 1	Differenz
Hi-Dense	0892035/	165	780,80	754,25	26,55
Hi-Dense	0892035/	166	816,07	796,36	19,71
Hi-Dense	0892035/	167	710,39	685,99	24,40
Hi-Dense	0892035/	168	737,85	715,25	22,60
Hi-Dense	0892035/	221	550,29	522,77	27,52
Hi-Dense	0892035/	222	519,21	501,92	17,29
Hi-Dense	0892035/	223	686,13	666,39	19,74
Hi-Dense	0892035/	224	694,59	669,65	24,94
Hi-Dense	0892035/	225	607,44	585,84	21,60
Hi-Dense	0892035/	226	592,72	571,05	21,67
Hi-Dense	0892035/	227	571,41	546,85	24,56
Hi-Dense	0892035/	228	746,11	718,66	27,45
Hi-Fi	059524-4	169	688,10	674,11	13,99
Hi-Fi	059524-4	170	699,68	684,46	15,22
Hi-Fi	059524-4	171	738,09	722,36	15,73
Hi-Fi	059524-4	172	780,75	766,68	14,07
Hi-Fi	109509-5	201	745,08	726,85	18,23
Hi-Fi	109509-5	202	737,93	721,90	16,03
Hi-Fi	109509-5	203	790,91	774,60	16,31
Hi-Fi	109509-5	204	670,21	654,19	16,02
Hi-Fi	109509-5	205	638,30	624,49	13,81
Hi-Fi	109509-5	206	558,10	545,78	12,32
Hi-Fi	109509-5	207	568,03	552,79	15,24
Hi-Fi	109509-5	208	737,80	724,93	12,87
Ketac Silber	041/05	149	631,31	603,90	27,41
Ketac Silber	041/05	150	626,39	580,94	45,45
Ketac Silber	041/05	151	656,15	618,73	37,42
Ketac Silber	041/05	152	506,74	474,63	32,11
Ketac Silber	041/05	185	682,81	645,87	36,94
Ketac Silber	041/05	186	703,67	670,90	32,77
Ketac Silber	041/05	187	788,76	759,81	28,95
Ketac Silber	041/05	188	728,46	698,10	30,36
Ketac Silber	041/05	189	712,38	679,05	33,33
Ketac Silber	041/05	190	703,63	659,48	44,15
Ketac Silber	041/05	191	668,50	633,89	34,61
Ketac Silber	041/05	192	728,45	697,82	30,63

Tab. 10.3.: Meßwerte der Glasionomerezemente Hi-Dense, Hi-Fi und Ketac-Silber vor und nach 7.500 Bürstzyklen/ Ergebnisse in μm

Material	Ch.-B.:	Proben-Nr.	Messung 0	Messung 1	Messung 2	Differenz 1	Differenz 2
Fuji 9	131041	161	699,23	681,27		17,96	
Fuji 9	131041	162	673,01	660,78		12,23	
Fuji 9	131041	163	703,62	686,59		17,03	
Fuji 9	131041	164	716,28	701,93		14,35	
Fuji 9	131041	249	584,00	567,75	520,77	16,25	46,98
Fuji 9	131041	250	574,38	557,95	516,50	16,43	41,45
Fuji 9	131041	251	477,24	464,2	417,07	13,04	47,13
Fuji 9	131041	252	586,5	569,25	531,16	17,25	38,09
Fuji 9	131041	253	502,42	488,87	453,74	13,55	35,13
Fuji 9	131041	254	551,95	537,1	492,88	14,85	44,22
Fuji 9	131041	255	492,65	476,76	433,96	15,89	42,8
Fuji 9	131041	256	499,52	485,49	442,74	14,03	42,75
Fuji 9	131041	257	596,69	583,15	543,64	13,54	39,51
Fuji 9	131041	258	402,85	391,34	355,99	11,51	35,35
Fuji 9	131041	259	557,18	544,59	508,47	12,59	36,12
Fuji 9	131041	260	677,46	661,90	625,25	15,56	36,65
Ketac Molar	656310001	141	534,11	518,80		15,31	
Ketac Molar	656310001	142	491,77	476,30		15,47	
Ketac Molar	656310001	143	621,89	610,99		10,90	
Ketac Molar	656310001	144	490,07	474,76		15,31	
Ketac Molar	009/	237	588,3	576,20	519,57	12,10	56,63
Ketac Molar	009/	238	625,77	614,62	560,64	11,15	53,98
Ketac Molar	009/	239	560,48	545,41	486,63	15,07	58,78
Ketac Molar	009/	240	561,63	542,91	492,41	18,72	50,5
Ketac Molar	009/	241	508,28	495,76	452,38	12,52	43,38
Ketac Molar	009/	242	470,99	459,09	413,77	11,90	45,32
Ketac Molar	009/	243	567,74	553,30	501,05	14,44	52,25
Ketac Molar	009/	244	483,75	470,90	428,61	12,85	42,29
Ketac Molar	009/	245	573,79	555,60	513,45	18,19	42,15
Ketac Molar	009/	246	427,23	411,65	371,25	15,58	40,4
Ketac Molar	009/	247	454,2	438,60	388,76	15,60	49,84
Ketac Molar	009/	248	502,57	488,79	438,79	13,78	50

Tab. 10.4.: Meßwerte der Glasionomerzemente Fuji IX und Ketac-Molar vor und nach 7.500 Bürstzyklen (Differenz 1) und nach weiteren 30.000 Bürstzyklen/ Ergebnisse in μm

10.2. Meßwerte der Untersuchungen des Abrasivmediums

Granulometer CILAS 1064 Nummer 52

Probenbezeichnung: Abrasivslurry **VORHER**

(Calciumhydrogenphosphat)

Flüssigkeit: H2O

Ultraschall: 90sec. / Dispergiermittel: **NEIN**

Datum/ Uhrzeit: 17.04.1996/ 10:56:26

Firma: ESPE Dental- Medizin GmbH&Co.KG

Ort: D-82229 Seefeld Obb.

Konzentration: 184

Gesamtoberfläche: 27,64

Durchmesser 50%: 24,8µm

Durchmesser 10%: 2,1µm

Durchmesser 90%: 47,69µm

Anzahl der Mess.: 20

Autom. Verdünnung: Nein

Anzahl der Spülung: 3

Ultrasch. / Messung: Nein

Füllstandsüberprüf.: Nein

D	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
K%	0,2	0,5	0,8	1,1	1,4	1,7	2,3	2,9	3,6	4,3
D	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	2	2,2
K%	5	5,6	6,2	6,8	7,3	7,8	8,3	8,8	9,6	10,3
D	2,4	2,6	2,8	3	3,2	3,4	3,6	3,8	4	4,3
K%	11	11,6	12,1	12,6	13,1	13,5	13,9	14,2	14,5	15
D	4,6	5	5,3	5,6	6	6,5	7	7,5	8	8,5
K%	15,4	15,9	16,2	16,5	17	17,5	18	18,5	19	19,6
D	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
K%	20,2	21,4	22,8	24,2	25,7	27,3	29	30,8	32,7	34,6
D	19	20	21,5	23	24,5	26	28	30	32	34
K%	36,6	38,7	42,1	45,6	49,2	53	57,9	62,6	67,1	71,2
D	36	38	40	43	46	50	53	56	60	63
K%	75	78,4	81,4	85,4	88,6	91,9	93,8	95,3	96,9	97,7
D	66	70	75	80	85	90	95	100	110	120
K%	98,4	99,1	99,6	99,8	99,9	100	100	100	100	100
D	130	140	150	160	170	180	190	200	210	220
K%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
D	240	260	280	300	330	360	400	430	460	500
K%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100

Tab. 10.5.: Kornverteilung in µm vor den Versuchen und ohne Dispergiermittel
(siehe dazu Graphik 10.9.)

Granulometer CILAS 1064 Nummer 52
 Probenbezeichnung: Abrasivslurry **VORHER**
 (Calciumhydrogenphosphat)

Flüssigkeit: H2O
 Ultraschall: 90sec. / Dispergiermittel: **JA**
 Datum/ Uhrzeit: 17.04.1996/ 11:04:06
 Firma: ESPE Dental- Medizin GmbH&Co.KG
 Ort: D-82229 Seefeld Obb.
 Konzentration: 185
 Gesamtoberfläche: 27,50
 Durchmesser 50%: 24,43µm
 Durchmesser 10%: 1,99µm
 Durchmesser 90%: 48,69µm
 Anzahl der Mess.: 20
 Autom. Verdünnung: Ja
 Anzahl der Spülung: 3
 Ultrasch. / Messung: Nein
 Füllstandsüberprüf.: Nein

D	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
K%	0,2	0,5	0,8	1,1	1,4	1,7	2,3	3	3,7	4,4
D	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	2	2,2
K%	5,2	5,8	6,5	7,1	7,6	8,2	8,7	9,2	10,1	10,8
D	2,4	2,6	2,8	3	3,2	3,4	3,6	3,8	4	4,3
K%	11,6	12,2	12,8	13,3	13,8	14,2	14,6	15	15,3	15,8
D	4,6	5	5,3	5,6	6	6,5	7	7,5	8	8,5
K%	16,2	16,7	17,1	17,4	17,9	18,4	18,9	19,5	20	20,6
D	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
K%	21,2	22,5	23,9	25,3	26,9	28,5	30,2	32	33,9	35,8
D	19	20	21,5	23	24,5	26	28	30	32	34
K%	37,8	39,9	43,2	46,6	50,2	53,8	58,5	63,1	67,4	71,3
D	36	38	40	43	46	50	53	56	60	63
K%	75	78,2	81,1	84,8	87,9	91	92,8	94,3	95,9	96,8
D	66	70	75	80	85	90	95	100	110	120
K%	97,5	98,2	98,9	99,3	99,6	99,8	99,9	99,9	100	100
D	130	140	150	160	170	180	190	200	210	220
K%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
D	240	260	280	300	330	360	400	430	460	500
K%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100

Tab. 10.6.: Kornverteilung in µm vor den Versuchen und mit Dispergiermittel
 (siehe dazu Graphik 10.10.)

Granulometer CILAS 1064 Nummer 52
 Probenbezeichnung: Abrasivslurry **NACHHER**
 (Calciumhydrogenphosphat)

Flüssigkeit: H2O
 Ultraschall: 90sec. / Dispergiermittel: **NEIN**
 Datum/ Uhrzeit: 17.04.1996/ 11:12:28
 Firma: ESPE Dental- Medizin GmbH&Co.KG
 Ort: D-82229 Seefeld Obb.
 Konzentration: 217
 Gesamtoberfläche: 32,46
 Durchmesser 50%: 23,64µm
 Durchmesser 10%: 1,87µm
 Durchmesser 90%: 43,57µm
 Anzahl der Mess.: 20
 Autom. Verdünnung: Ja
 Anzahl der Spülung: 3
 Ultrasch. / Messung: Nein
 Füllstandsüberprüf.: Nein

D	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
K%	0,2	0,5	0,9	1,2	1,5	1,9	2,5	3,2	4	4,8
D	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	2	2,2
K%	5,5	6,2	6,9	7,5	8,1	8,6	9,2	9,7	10,6	11,4
D	2,4	2,6	2,8	3	3,2	3,4	3,6	3,8	4	4,3
K%	12,1	12,7	13,3	13,9	14,3	14,8	15,2	15,6	15,9	16,4
D	4,6	5	5,3	5,6	6	6,5	7	7,5	8	8,5
K%	16,8	17,3	17,7	18	18,5	19	19,5	20,1	20,6	21,2
D	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
K%	21,8	23,1	24,6	26,1	27,6	29,3	31,1	33	35	37
D	19	20	21,5	23	24,5	26	28	30	32	34
K%	39,1	41,3	44,8	48,4	52,1	55,9	61	65,9	70,6	75
D	36	38	40	43	46	50	53	56	60	63
K%	79	82,5	85,5	89,4	92,5	95,5	97,1	98,2	99,2	99,6
D	66	70	75	80	85	90	95	100	110	120
K%	99,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100
D	130	140	150	160	170	180	190	200	210	220
K%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
D	240	260	280	300	330	360	400	430	460	500
K%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100

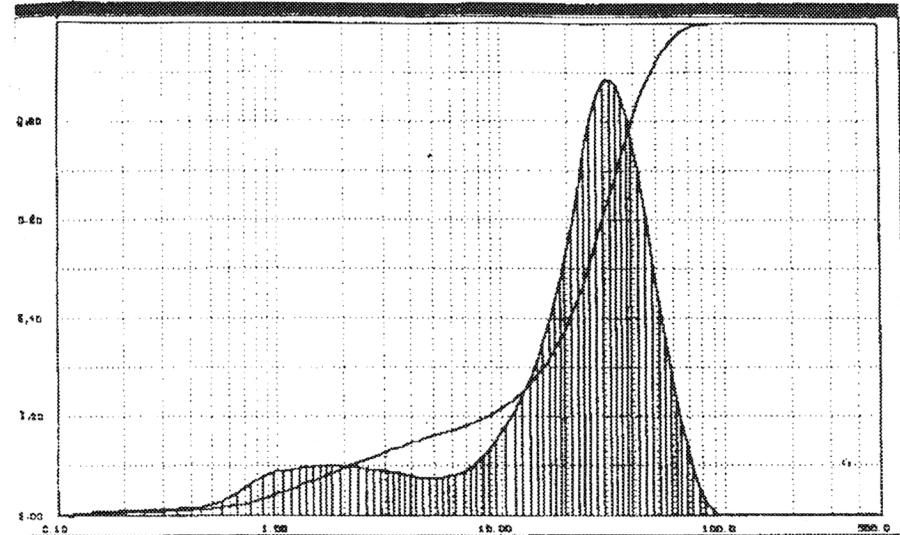
Tab. 10.7.: Kornverteilung in µm nach den Versuchen und ohne Dispergiermittel
 (siehe dazu Graphik 10.11.)

Granulometer CILAS 1064 Nummer 52
 Probenbezeichnung: Abrasivslurry **NACHER**
 (Calciumhydrogenphosphat)

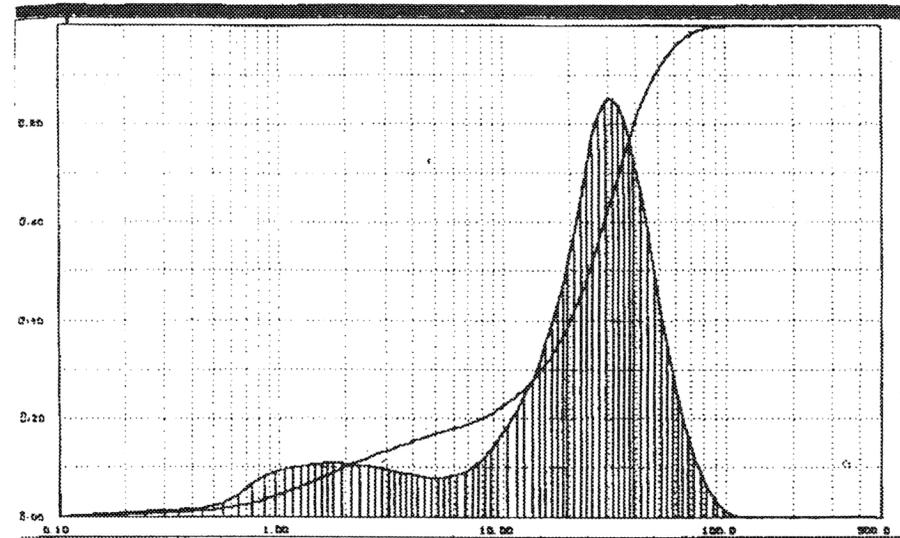
Flüssigkeit: H2O
 Ultraschall: 90sec. / Dispergiermittel: **JA**
 Datum/ Uhrzeit: 17.04.1996/ 11:18:44
 Firma: ESPE Dental- Medizin GmbH&Co.KG
 Ort: D-82229 Seefeld Obb.
 Konzentration: 181
 Gesamtoberfläche: 26,7
 Durchmesser 50%: 24,05 μ m
 Durchmesser 10%: 1,98 μ m
 Durchmesser 90%: 44,94 μ m
 Anzahl der Mess.: 20
 Autom. Verdünnung: Nein
 Anzahl der Spülung: 3
 Ultrasch. / Messung: Nein
 Füllstandsüberprüf.: Nein

D	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
K%	0,2	0,5	0,8	1,1	1,4	1,8	2,3	3	3,8	4,5
D	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	2	2,2
K%	5,2	5,9	6,5	7,1	7,7	8,2	8,7	9,2	10,1	10,9
D	2,4	2,6	2,8	3	3,2	3,4	3,6	3,8	4	4,3
K%	11,6	12,2	12,8	13,3	13,8	14,2	14,6	15	15,3	15,7
D	4,6	5	5,3	5,6	6	6,5	7	7,5	8	8,5
K%	16,2	16,7	17	17,4	17,8	18,3	18,8	19,3	19,9	20,5
D	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
K%	21,1	22,4	23,8	25,2	26,8	28,5	30,2	32,1	34	36
D	19	20	21,5	23	24,5	26	28	30	32	34
K%	38,1	40,3	43,7	47,3	51,1	55	60	65	69,7	74
D	36	38	40	43	46	50	53	56	60	63
K%	77,9	81,3	84,3	88	91	94,1	95,8	97,1	98,2	98,8
D	66	70	75	80	85	90	95	100	110	120
K%	99,2	99,6	99,8	100	100	100	100	100	100	100
D	130	140	150	160	170	180	190	200	210	220
K%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
D	240	260	280	300	330	360	400	430	460	500
K%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100

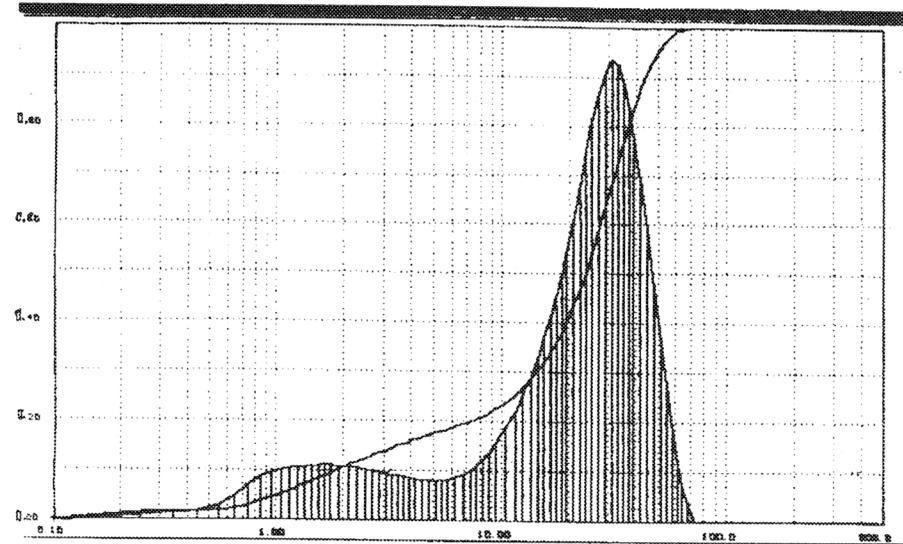
Tab. 10.8.: Kornverteilung in μ m nach den Versuchen und mit Dispergiermittel
 (siehe dazu Graphik 10.12.)



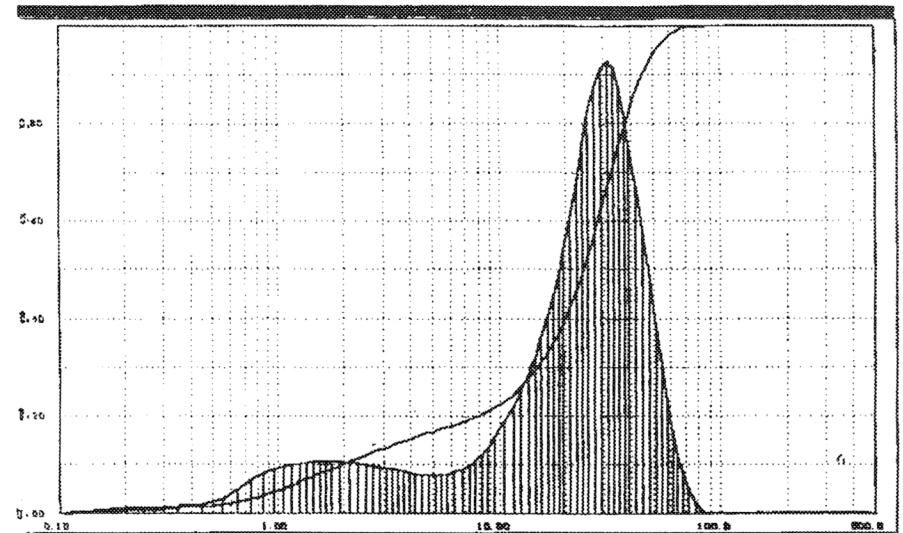
Graphik 10.9.



Graphik 10.10.



Graphik 10.11.



Graphik 10.12.

10.3. Material- und Gerätenachweis

Material/Gerät	Bezeichnung	Hersteller bzw. Bezugsadresse
Glasionomerzement	Fuji IX	GC Corporation Tokyo 174, Japan
Glasionomerzement	Hi-Dense	Shofu Dental GmbH Am Brüll 17 D-40878 Ratingen 1
Glasionomerzement	Hi-Fi	Shofu Dental GmbH Am Brüll 17 D-40878 Ratingen 1
Glasionomerzement	Ketac Molar	ESPE Dental-Medizin GmbH D-82229 Seefeld
Glasionomerzement	Ketac Silber	ESPE Dental-Medizin GmbH D-82229 Seefeld
Kompomer	Compoglass	Fa. Vivadent Schaan, Liechtenstein
Kompomer	Dyract	Dentsply DeTrey GmbH De-Trey-Str. 1 D-78467 Konstanz
Komposit	Charisma	Fa. Heraeus Kulzer Philipp-Reisstr. 8 D-61273 Wehrheim
Komposit	Tetric	Fa. Vivadent Schaan, Liechtenstein
Komposit	Heliomolar radiopaque	Fa. Vivadent Schaan, Liechtenstein
Zahnbürste	Oral B, P 40, mittelhart	Fa. Oral B Weilbacherstr. 19 D-65439 Flörsheim
Filz	Filzgleiter, selbstklebend, 28 mm Nr.: 6149372	Classic Technik
Bestandteil des Abrasive mediums	Calciumhydrogenphosphat wasserfrei, feinst gepulvert, reinst, E 341 (Bestellnr.: 1.02144.500)	Fa. Merck Frankfurterstr. 250 D-64293 Darmstadt
Bestandteil des Abrasive mediums	Tragant, keimarm (Bestellnr.: 8405.0500)	Fa. Merck Frankfurterstr. 250 D-64293 Darmstadt

Bestandteil des Abrasivmediums	Glycerin	Fa. Blend a Med D-66773 Schwalbach
Mixerstab	HR 1381	Fa. Philips
Polymerisationslampe	Translux CL	Fa. Heraeus Kulzer Philipp-Reisstr.8 D-61273 Wehrheim
Polymerisationsofen	Dentacolor-XS-Lichtgerät	Fa. Heraeus Kulzer Philipp-Reisstr.8 D-61273 Wehrheim
Schleifmaschine	Surfex 68201	Fa. Wirtz Am Stufstock 7 D-40231 Düsseldorf
Schleifpapierscheiben	Körnung 400 und 600 Grit	Fa. Leco St. Joseph, Michigan, USA
Perthometer	S3P	Feinprüf Perthen GmbH P.O.Box 1853 D-3400 Göttingen
Zahnbürstmaschine	Spezialanfertigung	Fa. WillyTec Frankfurter Ring 193a D-80807 München
Schrittmotor- Steuerung	CNC-Kontroller	Fa. Isel Im Eibolzgraben 16 D-36132 Eiterfeld
Rasterelektronenmikroskop	Typ AMR 1200	Fa. Leitz Sigmund-Hiepestr.2-13 D-35578 Wetzlar

Tab. 10.13.: Bei dieser Untersuchung verwendete Materialien und Geräte

10.4. Betriebsanleitungen

Betriebsanleitung der Zahnbürstmaschine

1. Anschlüsse kontrollieren
2. Computer mit dazugehörigen Bildschirm einschalten
3. Systemsteuerung einschalten (schwarzer Kippschalter auf der Rückseite des Gerätes)
4. Rechner auf „buersten“ konfigurieren
5. Starten des Bürstprogramms mit C:\TP\ISEL\simzahn
6. Drücken der Clear- Taste an der Vorderseite der Systemsteuerung (unterhalb der roten Lampe)
7. Art der Bürstbewegung durch Drücken des gewünschten Buchstaben (**A-H**) auswählen
8. Anzahl der Bürstzyklen pro Bürstintervall einstellen:
 - 8.1. Drücken von **space** oder **F5**
 - 8.2. Gewünschte Zyklenzahl eingeben
 - 8.3. Bestätigen mit **Enter**
9. Zeitpunkt der Referenzfahrt einstellen:
 - 9.1. Drücken von **F1**
 - 9.2. Drücken von **F6**
 - 9.3. Gewünschte Zahl eingeben
 - 9.4. Bestätigen mit **Enter**
 - 9.5. Drücken von **F10**
10. Bürstvorgang starten mit **F8** oder **Enter**
11. Filzbezogene Zahnbürsten mit Hilfe der Flügelmuttern per Hand auf der Prüfkörperoberfläche justieren
12. Justierte Position mit **Enter** bestätigen, gewähltes Bürstintervall wird dadurch gestartet
13. Der Bürstvorgang kann jederzeit mit **Esc** abgebrochen werden
14. Programm mit **Esc** beenden
15. Computer, Bildschirm und Systemsteuerung ausschalten

Anleitung für das Cantata- Programm

1. Einloggen in die SUN-Workstation
2. Kopieren der Daten vom Perthometer in den Rechner mit **mcopy a:/Dateiname.cmb** .
3. Eingabe **ini khoros**
4. Eingabe **cantata** (Starten des Programms)
5. Workspace anklicken bis File utilitis gehen
6. Eingabe bei Input Filename **/usr/khoros/contrib/test/dentmes.vergr.ws**
Jetzt erscheint ein Flußdiagramm mit einzelnen Feldern; auf diesen Feldern sind verschieden farbige Buttons die unterschiedliche Bedeutung haben
roter Button: nie anklicken (löscht die Funktion)
blauer Button: bei Anklicken ist eine Eingabe möglich
grüner Button: Funktion wird gestartet
7. Bei vimdent blauen Button anklicken
8. Eingabe bei Input source **./Dateiname.cmb**
9. Drücken des Feldes **Gluph**
10. Bei vimdent grünen Button anklicken
11. Bei vexpend grünen Button anklicken
12. Bei editimage grünen Button anklicken
13. Bei dem erscheinenden Dialogfeld auf das Feld **Yes** klicken
14. Bei Image utilitis bis Annatate gehen
15. **Rectangle** anklicken
16. **Place by keyboard** anklicken
17. Eingaben bei
corner x: **(individuell bestimmen)**
diag x: **(individuell bestimmen)**
corner y: **0** (immer)
diag y: **399** (immer)
18. **Create rectangle** anklicken

19. **File** anklicken
20. Beim unteren Filenamen eingeben: **./Dateiname.txt** und mit **Enter** bestätigen
21. Auf dem erscheinenden Feld **OK** anklicken
22. Auf das Feld **Close** klicken
23. Bei dem blauen Button anklicken
24. Eingabe bei Input annotation file: **./Dateiname.txt**
25. Eingabe bei Output data file: **./Dateiname.out**
26. Auf Feld **Gluph** klicken
27. Bei dem grünen Button anklicken
28. Bei dem weiteren grünen Button anklicken
29. Jetzt erscheint das Dialogfeld mit den errechneten Daten (h=...)
30. Schließen dieser Auswertung mit dem Feld **Quit** und mit dem selben Feld **Quit** bei dem Auswertbild
31. Jetzt kann die nächste Probe ausgewertet werden; wieder **zurück zu Punkt 7**
32. Bei Vermessen aller Proben: **Quit** im Flußdiagramm anklicken und dann beim erscheinenden Feld auf **Exit** klicken

Andreas Westermeier

Lebenslauf

Name: Andreas Westermeier

Geboren: 12.11.1971 in Freising

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: verheiratet

Schulbildung: 1978 – 1982
Volksschule Vötting in Freising

1982 – 1991
Josef-Hofmiller-Gymnasium in Freising
Abschluß: Abitur

Berufsausbildung: 1991 – 1997
Studium der Zahnheilkunde an der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Approbation Februar 1997

Seit Mai 1997
Assistenz Zahnarzt bei Dr. Linsmeier in Dachau

Weiterbildung: April 2001
Zertifizierte Ausbildung in zahnärztlicher Implantologie
(DGI)

Freising, 01.05.2001